



TUGAS AKHIR - TE 1415199

***SISTEM CLOSED LOOP FUNCTIONAL ELECTRICAL
STIMULUS (FES) PADA AKTIVITAS MENGGENGAM
MENGUNAKAN INFORMASI SENSORI POSISI JARAK
DAN GAYA HAPTIC***

Dinda Kartika Vilaili
NRP 2213100147

Dosen Pembimbing
1. Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
2. Ir. Tasripan, MT

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017



FINAL PROJECT - TE 1415199

**FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULUS (FES) CLOSED
LOOP SYSTEM FOR GRASPING MOVEMENTS USING
SENSORY INFORMATION OF FINGER POSITION AND
HAPTIC FORCE**

Dinda Kartika Vilaili
NRP 2213100147

Advisor

1. Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
2. Ir. Tasripan, MT

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Electrical Technology
Institute Technology of Sepuluh Nopember
Surabaya 2017

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa sebagian maupun keseluruhan isi tugas akhir saya yang berjudul “Sistem Closed Loop Functional ELectrical Stimulus (FES) pada Aktivitas Menggenggam menggunakan Informasi Sensori Posisi Jarak dan Gaya Haptic” merupakan hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya mandiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juli 2017



Dinda Kartika Vilaili

2213100147

**SISTEM CLOSED LOOP FUNCTIONAL ELECTRICAL
STIMULUS (FES) PADA AKTIVITAS MENGGENGAM
MENGUNAKAN INFORMASI SENSORI POSISI
JARAK DAN GAYA HAPTIC**

TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada**

**Bidang Studi Elektronika
Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Menyetujui :

Dosen Pembimbing I,

Dosen Pembimbing II,


Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
NIP. 197103141997021001


Ir. Tasripan, MT.
NIP. 196204181990031004



SISTEM *CLOSED LOOP FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULUS* (FES) PADA AKTIVITAS MENGGENGAM MENGGUNAKAN INFORMASI SENSORI POSISI JARAK DAN GAYA HAPTIC

Nama : Dinda Kartika Vilaili
Pembimbing : 1. Dr. Achmad Arifin, S. T., M.Eng.
2. Ir. Tasripan, MT.

ABSTRAK

Penderita kerusakan pada sistem saraf pusat, atau *Spinal Cord Injury*(SCI), termasuk di antaranya stroke, mengalami penurunan pada sistem sensori dan motorik pada tubuh. Berdasarkan hasil pengukuran EMG serta pengukuran secara mekanis, pergerakan persendian anggota gerak pada penderita SCI lebih kaku dari orang normal. Kekakuan pada anggota gerak ini mengakibatkan penderita tidak mampu mengendalikan gerakan tangan, salah satunya dalam menggenggam objek, sehingga mengakibatkan kerusakan pada objek yang digenggam. *Functional Electrical Stimulation* (FES) merupakan salah satu cara rehabilitasi pergerakan persendian tersebut. *Electrical stimulator* menghasilkan output berupa gelombang kotak dengan karakteristik lebar pulsa 200 μ S, frekuensi 20Hz dan amplitudo maksimal 100 V. Output hasil stimulus tersebut akan di berikan pada otot tangan, sehingga menghasilkan genggaman pada jari-jari tangan. Nilai sensori yang didapatkan selanjutnya diolah menggunakan filter digital *moving average filter* untuk mendapatkan hasil yang stabil untuk selanjutnya diolah menggunakan kontroller fuzzy. Berdasarkan penelitian ini didapatkan bahwa pembacaan sensor jarak menghasilkan genggaman yang cukup akurat dan dengan bantuan sensor gaya dapat meningkatkan persepsi genggaman pengguna. Selain itu, terdapat faktor-faktor lain yang dapat memengaruhi pembacaan sensor, yakni ukuran objek, kemampuan objek untuk memantulkan cahaya yang diterima, posisi genggaman, serta ukuran otot subjek. Pada penelitian selanjutnya diharapkan dilakukan penelitian lebih lanjut untuk mengatasi faktor pemengaruh lainnya seperti menggunakan sensor berat serta sensor tekanan

Kata kunci : *functional electrical stimulator, stroke, spinal cord injury, moving average filter, fuzzy controller*

Halaman ini sengaja dikosongkan

FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULUS (FES) CLOSED LOOP SYSTEM FOR GRASPING MOVEMENTS USING SENSORY INFORMATION OF FINGER POSITION AND HAPTIC FORCE

Name : Dinda Kartika Vilaili

Advisor : 1. Dr. Achmad Arifin, S. T., M.Eng.

2. Ir. Tasripan, MT.

ABSTRACT

Spinal Cord Injury (SCI) patient, such as stroke, showing degradation of sensory and motoric body system. Based on EMG and mechanical measurement, limb joint movement of SCI patient more rigid than normal people limb joint. Limb joint rigidity makes SCI patient can not control their hand movement, one of which is grasping object, that would lead to breaking object they grasp. Functional Electrical Stimulation (FES) is one of limb joint restoration method. Electrical Stimulator produce a square wave output that has 200 μ S pulse width, 20 Hz, frequency, and 100V maximum voltage. Output from this stimulus used to drive specific muscle, that would move finger joint to form grasping movement. Sensory information obtained being processed using moving average filter digital filter to gain stable output then being processed by fuzzy controller. Based on this research we found that proximity sensor result an accurate grasping movement and force sensor enhance finger grasping perception. Furthermore, there are several factors that affect sensor reads, such as object size, object ability to reflect light, grasping position, and subject's muscle size. In the next research, another sensor that would help to prevent other factors that would affect system works should be studied, such as weight sensor and pressure sensor.

Keywords : functional electrical stimulator, stroke, spinal cord injury, moving average filter, fuzzy controller

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa atas segala rahmat-Nya karena tugas akhir ini dapat berjalan lancar dan dapat selesai tepat pada waktunya. Tidak lupa juga penulis mengucapkan banyak terima kasih atas bantuan dari berbagai pihak, maka penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Orang tua serta keluarga penulis yang tidak pernah putus memberi nasihat, doa, dukungan dan motivasi.
2. Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng, serta Ir. Tasripan, MT, selaku dosen pembimbing, yang senantiasa membimbing, mengarahkan, dan menginspirasi penulis selama pengerjaan penelitian ini.
3. Fauzan Arrofiqi selaku senior dan pembimbing yang memberikan bimbingan, pengarahan dan motivasi selama pengerjaan penelitian ini.
4. Rekan-rekan B205 yang turut membantu serta saling memotivasi dalam pengerjaan penelitian ini.

Terlepas dari semua itu, penulis sadar bahwa masih ada kekurangan pada berbagai aspek dan masih banyak hal yang perlu diperbaiki. Oleh karena itu, penulis dengan terbuka menerima kritik dan saran dari pembaca agar dapat memperbaiki Tugas Akhir ini. Semoga makalah ini dapat memberikan manfaat bagi pembaca dan selanjutnya dapat dikembangkan kembali pada penelitian yang lebih mendalam.

Surabaya, Juni 2017
Penulis

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	vii
TABLE OF CONTENT	xi
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xv
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	3
1.3 Tujuan	3
1.4 Metodologi Penelitian	3
1.5 Sistematika Penulisan	4
1.6 Relevansi	5
BAB II DASAR TEORI	7
2.1 Functional Electrical Stimulus	7
2.2 Boost Converter	7
2.3 Stimulus FES	13
2.3.1 Sistem Closed Loop FES	14
2.3.2 Sistem Open Loop FES	15
2.4 Sistem Muskuloskeletal	15
2.5 Gerakan Jari dan Pergelangan Tangan	16
2.6 Posisi Sensor dan Elektroda	18
2.7 Sensor Jarak dan Sensor Gaya	19
2.7.1 Sensor Jarak	20
2.7.2 Sensor Gaya	22
2.8 Logika Fuzzy	22
2.9 Filter Digital	24
BAB III PERANCANGAN SISTEM	25
3.1 Diagram Blok Sistem	25
3.2 Perancangan Sistem	25
3.3 Perancangan Hardware	27
3.3.1 Perancangan Boost Converter	27
3.3.2 Perancangan Rangkaian Amplitude Generator	29
3.3.3 Perancangan Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100V	29
3.3.4 Perancangan Driver Channel	30
3.4 Perancangan Software	30

3.4.1 Software Mikrokontroller	31
3.4.1.1 Akuisisi Data Sensor Inframerah	32
3.4.1.2 Filter Digital Moving Average Filter	32
3.4.1.3 Kontroller Fuzzy Logic	33
3.4.2 Software User Interface	34
BAB IV PENGUJIAN ALAT	37
4.1 Pengujian FES	37
4.1.1 Pengujian Rangkaian Boost Converter	37
4.1.2 Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100 V	41
4.1.3 Pengujian Rangkaian Driver Channel	43
4.1.4 Pengujian DAC STM32F4	44
4.2 Pengujian Sensor	48
4.2.1 Pengujian Sensor Inframerah dan Flexiforce	48
4.2.2 Pengujian Sensor Inframerah dan Flexiforce dengan menggunakan Moving Average Filter	49
4.3 Pengujian Stimulator dengan Metode Thresholding pada Subyek Normal	50
4.3.1 Pengujian Sistem dengan Objek 1	52
4.3.2 Pengujian Sistem dengan Objek 2	55
4.3.3 Pengujian Sistem dengan Objek 3	57
4.3.4 Pengujian Sistem dengan Objek 4	60
4.3.5 Pengujian Sistem dengan Objek 5	62
4.3.6 Pengujian Sistem dengan Objek 6	65
4.3.7 Pengujian Sistem dengan Objek 7	67
4.3.8 Pengujian dengan Subjek dan Objek Berbeda	70
BAB V PENUTUP	73
5.1 Kesimpulan	73
5.2 Saran	73
DAFTAR PUSTAKA	75
LAMPIRAN	77
BIODATA PENULIS	119

TABLE OF CONTENT

ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
PREFACE	v
DAFTAR ISI	vii
TABLE OF CONTENT	ix
LIST OF FIGURES	xi
LIST OF TABLES	xv
CHAPTER I INTRODUCTION	1
1.1 Background	1
1.2 Problem Definition	3
1.3 Objectives	3
1.4 Methodology	3
1.5 Writing Structure	4
1.6 Relevance	5
CHAPTER II LITERATURE REVIEW	7
2.1 Functional Electrical Stimulation	7
2.2 Boost Converter	7
2.3 FES Stimulation	13
2.3.1 FES Closed Loop System	14
2.3.2 FES Open Loop System	15
2.4 Musculoskeletal System	15
2.5 Finger and Hand Movement	16
2.6 Sensors and Electrode Position	18
2.7 Proximity Sensor and Force Sensor	19
2.7.1 Proximity Sensor	20
2.7.2 Force Sensor	22
2.8 Fuzzy Logic	22
2.9 Digital Filter	24
CHAPTER III SYSTEM DESIGN	25
3.1 Bloc Diagram of System	25
3.2 System Design	25
3.3 Hardware Design	27
3.3.1 Boost Converter Design	27
3.3.2 Amplitude Regulator Circuit Design	29
3.3.3 200 μ S, 20 Hz, 100V Pulse Generator Design	29
3.3.4 Channel Driver Design	30
3.4 Software Design	30
3.4.1 Microcontroller Software	31

3.4.1.1 Data Acquisition of Infrared Sensor	32
3.4.1.2 Digital Filter using Moving Average Filter	32
3.4.1.3 Fuzzy Logic Controller	33
3.4.2 User Interface Software	34
CHAPTER IV DATA COLLECTION AND ANALYSIS	37
4.1 FES Examination	37
4.1.1 Boost Converter Circuit Examination	37
4.1.2 200 μ S, 20 Hz, 100 V Pulse Generator Circuit Examination	41
4.1.3 Channel Driver Circuit Examination	43
4.1.4 DAC STM32F4 Examination	44
4.2 Sensor Examination	48
4.2.1 Infrared and Flexiforce Sensor Examination	48
4.2.2 Infrared and Flexiforce Sensor Examination using Moving Average Filter	49
4.3 Stimulator Examination using Fuzzy Logic on Normal Subject	50
4.3.1 System Examination using Object 1	52
4.3.2 System Examination using Object 2	55
4.3.3 System Examination using Object 3	57
4.3.4 System Examination using Object 4	60
4.3.5 System Examination using Object 5	62
4.3.6 System Examination using Object 6	65
4.3.7 System Examination using Object 7	67
4.3.8 System Examination using Different Object and Subject	70
CHAPTER V CONCLUSION AND SUGGESTION	73
5.1 Conclusion	73
5.2 Suggestion	73
BIBLIOGRAPHY	75
APPENDIX	77
CURRICULUM VITAE	119

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Data penderita stroke menurut provinsi tahun 2013 ref[9]	1
Gambar 2.1 Rangkaian non-isolated boost converter ref[7]	8
Gambar 2.2 Tegangan pada induktor dan arus pada kapasitor ref[7]	9
Gambar 2.3 Ripple arus induktor ref[7]	11
Gambar 2.4 Ripple tegangan kapasitor ref[7]	11
Gambar 2.5 Realisasi switch menggunakan transistor dan dioda ref[7]	12
Gambar 2.6 Sinyal stimulus FES dengan tegangan 100 V, frekuensi 20 Hz, dan lebar pulsa 20uS ref[7]	14
Gambar 2.7 Sistem <i>closed loop</i>	14
Gambar 2.8 Sistem open loop	15
Gambar 2.9 Ilustrasi perambatan sinyal akibat adanya stimulus dari luar ref[4]	16
Gambar 2.10 Kondisi tangan (a) menggenggam dan (b) relaksasi	17
Gambar 2.11 Posisi otot tangan yang memengaruhi gerakan menggenggam, (a) otot <i>Fleksor Digitorum Profundus</i> serta (b) otot <i>Abductor Pollicis Longus</i> , (c) otot <i>Flexor</i> <i>Pollicis Longus</i> , (d) otot <i>Extensor Pollicis Longus</i> , (e) otot <i>Extensor Digitorum</i>	17
Gambar 2.12 Jenis genggam tangan	18
Gambar 2.13 Peletakan elektroda untuk gerakan menggenggam beserta hasil genggam (a) <i>finger flexion</i> , (b) <i>lumbrical</i> <i>grip</i> , serta (c) <i>power grasp</i>	19
Gambar 2.14 Contoh sensor jarak	20
Gambar 2.15 Cara kerja sensor inframerah	21
Gambar 2.16 Tabel karakteristik sensor TCRT5000	21
Gambar 2.17 Contoh sensor gaya	22
Gambar 2.18 Contoh grafik <i>fuzzy logic</i>	23
Gambar 3.1 Diagram blok sistem <i>closed loop</i> FES	25
Gambar 3.2 Posisi sensor pada <i>gloves</i> (a) posisi sensor flexiforce dan (b) posisi sensor TCRT 5000	26
Gambar 3.3 Posisi penempatan elektroda stimulus FES ref[8]	26
Gambar 3.4 Rangkaian <i>boost converter</i>	28
Gambar 3.5 Rangkaian <i>amplitude regulator</i>	29

Gambar 3.6 Rangkaian pembangkit pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100V ref[7]	30
Gambar 3.7 Rangkaian <i>driver channel</i>	30
Gambar 3.8 Diagram blok pengolahan data pada software mikrokontroller	31
Gambar 3.9 <i>Input fuzzy logic</i> sistem	33
Gambar 3.10 <i>Output fuzzy logic</i> sistem	34
Gambar 3.11 Diagram blok software interface	34
Gambar 3.12 Tampilan awal software interface delphi, menunjukan nilai inframerah, flex sensor, dan besar tegangan stimulator	35
Gambar 4.1 Metode pengukuran frekuensi dan <i>duty cycle</i>	38
Gambar 4.2 Contoh hasil pembangkit sinyal pwm 20 KHz dengan <i>duty cycle</i> 50%	38
Gambar 4.3 Grafik perbandingan tegangan output boost converter dengan <i>duty cycle</i> yang digunakan	40
Gambar 4.4 Metode pengukuran tegangan pembangkit pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100 V	41
Gambar 4.5 Pulsa 200 μ S dan frekuensi 20 Hz, input PWM rangkaiian pembangkit pulsa	42
Gambar 4.6 Pulsa 200 μ S dan frekuensi 20 Hz, tegangan 100 V pada output rangkaian pembangkit pulsa	42
Gambar 4.7 Metode pengujian <i>driver channel</i>	47
Gambar 4.8 Output pada SL3 ketika channel bernilai 0(0V)	44
Gambar 4.9 Output pada SL3 ketika channel bernilai 1(3,3V)	44
Gambar 4.10 Metode pengujian DAC STM32F4	45
Gambar 4.11 Grafik perbandingan antara (a) nilai DAC terhadap tegangan output amplitud generator dengan load 1 M Ohm, dan (b) nilai DAC terhadap tegan input amplitud generator	47
Gambar 4.12 Metode pengujian sensor	48
Gambar 4.13 Hasil ADC sensor inframerah	49
Gambar 4.14 Hasil ADC sensor flexiforce	49
Gambar 4.15 Metode pengujian <i>moving average filter</i>	49
Gambar 4.16 Hasil <i>moving average filter</i> pada ADC	49
Gambar 4.17 Metode pengujian stimulator dengan metode fuzzy pada subjek normal	50
Gambar 4.18 Pengujian stimulator oleh subjek normal	51
Gambar 4.19 Perbandingan objek pengujian	52

Gambar 4.20 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 1	53
Gambar 4.21 <i>Output</i> amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 1	53
Gambar 4.22 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 1	54
Gambar 4.23 <i>Output</i> diameter pada pengujian dengan objek 1	54
Gambar 4.24 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 2	55
Gambar 4.25 <i>Output</i> amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 2	56
Gambar 4.26 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 2	57
Gambar 4.27 <i>Output</i> diameter pada pengujian dengan objek 2	57
Gambar 4.28 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 3	58
Gambar 4.29 <i>Output</i> amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 3	58
Gambar 4.30 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 3	59
Gambar 4.31 <i>Output</i> diameter pada pengujian dengan objek 3	59
Gambar 4.32 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 4	60
Gambar 4.33 <i>Output</i> amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 4	61
Gambar 4.34 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 4	62
Gambar 4.35 <i>Output</i> diameter pada pengujian dengan objek 4	62
Gambar 4.36 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 5	63
Gambar 4.37 <i>Output</i> amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 5	63
Gambar 4.38 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 5	64
Gambar 4.39 <i>Output</i> diameter pada pengujian dengan objek 5	64
Gambar 4.40 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 6	65
Gambar 4.41 <i>Output</i> amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 6	66
Gambar 4.42 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 6	67
Gambar 4.43 <i>Output</i> diameter pada pengujian dengan objek 6	67
Gambar 4.44 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 7	68

Gambar 4.45 Output amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 7 68

Gambar 4.46 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 7 69

Gambar 4.47 Output diameter pada pengujian dengan objek 7 69

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Perbandingan tegangan output terhadap frekuensi dan duty cycle	39
Tabel 4.2 Perbandingan tegangan output boost converter tanpa beban dan dengan beban	41
Tabel 4.3 Tabel perbandingan kondisi Channel, IC4069D dan Output SL3	43
Tabel 4.4 Tabel perbandingan nilai DAC terhadap output FES	45

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kerusakan pada sistem saraf pusat (*Spinal Cord Injury/SCI*), termasuk diantaranya stroke, merupakan penyakit banyak diderita oleh masyarakat saat ini. Hal tersebut ditunjukkan oleh data dari Badan Kesehatan RI berikut.

No	Provinsi	% Diagnosis Nakes (D)	% Diagno- sis/Gejala (D/G)	Estimasi Jumlah Absolut (D)	Estimasi Jumlah Absolut (D/G)
1	Aceh	10,8	14,9	34.313	47.339
2	Sumatera Utara	10,3	16,9	92.078	151.080
3	Sumatera Barat	9,7	14,6	33.249	50.045
4	Riau	9,7	14,6	39.839	59.964
5	Jambi	9,2	14,5	21.276	33.534
6	Sumatera Selatan	9,1	16,0	49.865	87.676
7	Bengkulu	8,3	12,3	10.369	15.366
8	Lampung	7,7	12,3	42.815	68.393
9	Kep. Bangka Belitung	7,7	10,0	7.275	9.448
10	Kep. Riau	7,6	8,5	10.404	11.636
11	DKI Jakarta	7,4	12,2	56.309	92.833
12	Jawa Barat	7,4	16,6	238.001	533.895
13	Jawa Tengah	7,1	17,9	171.035	431.201
14	DI Yogyakarta	7,0	9,4	19.440	26.106
15	Jawa Timur	6,6	10,5	190.449	302.987
16	Banten	6,6	12,0	53.289	96.888
17	Bali	6,2	12,1	19.022	37.123
18	Nusa Tenggara Barat	6,0	10,3	19.216	32.988
19	Nusa Tenggara Timur	5,9	15,5	18.388	48.307
20	Kalimantan Barat	5,8	8,2	17.821	25.195
21	Kalimantan Tengah	5,3	8,9	8.524	14.313
22	Kalimantan Selatan	5,2	7,8	14.156	21.234
23	Kalimantan Timur	5,1	9,6	14.043	26.434
24	Sulawesi Utara	4,8	8,8	8.154	14.950
25	Sulawesi Tengah	4,6	10,7	8.561	19.913
26	Sulawesi Selatan	4,5	9,6	25.825	55.094
27	Sulawesi Tenggara	4,2	5,2	6.466	8.005
28	Gorontalo	4,2	12,1	3.170	9.132
29	Sulawesi Barat	4,2	8,7	3.363	6.966
30	Maluku	4,2	5,8	4.459	6.158
31	Maluku Utara	3,7	5,4	2.657	3.878
32	Papua Barat	3,6	5,3	2.007	2.955
33	Papua	2,3	9,4	4.943	20.200
INDONESIA		7,0	12,1	1.236.825	2.137.941

Sumber: Diolah berdasarkan Data Riset Kesehatan Dasar 2013, Badan Litbangkes Kementerian Kesehatan RI dan Data Penduduk Sasaran, Pusdatin Kementerian Kesehatan RI.

Gambar 1.1 Data penderita stroke menurut provinsi tahun 2013 ref[9]

Hal ini diperkuat dengan data dari CNN Indonesia (2015) yang menunjukkan bahwa penyakit stroke saat ini menjadi penyebab utama kematian, sementara pada tahun 1990 penyakit stroke menjadi penyebab kematian nomor empat di Indonesia. Selain penyakit stroke,

permasalahan pada sistem saraf pusat juga dapat disebabkan oleh kerusakan pada tulang belakang yang dipicu oleh kecelakaan ataupun bencana alam.

Penderita SCI serta penyakit stroke mengalami penurunan pada sistem sensori dan motorik pada tubuh. Berdasarkan hasil pengukuran EMG serta pengukuran secara mekanis, pergerakan persendian anggota gerak pada penderita SCI lebih kaku dari orang normal. Hal ini di akibatkan karena penyakit stroke yang menyerang saraf seseorang, sehingga pergerakan persendian akan menjadi terbatas dalam jangka waktu tertentu. Hal ini dapat menghambat pergerakan penderita SCI dalam melakukan kegiatan sehari-hari. Salah satu anggota gerak yang mengalami penurunan adalah jari dan telapak tangan. Kekakuan pada anggota gerak ini mengakibatkan penderita tidak mampu mengendalikan gerakan tangan, salah satunya dalam menggenggam objek, sehingga mengakibatkan kerusakan pada objek yang digenggam atau ketidakmampuan menggerakkan objek yang digenggam.

Kelumpuhan yang disebabkan oleh SCI dapat bersifat permanen maupun sementara bergantung kecepatan dilakukannya rehabilitasi pada penderita SCI. Terdapat beberapa metode rehabilitasi penyakit stroke yang telah diterapkan pada saat ini. Pada umumnya, pasien pasca stroke akan mendapatkan terapi rehabilitasi dari fisioterapis rumah sakit. Terapi ini dilakukan dengan memberikan pasien olah raga ringan maupun pijatan pada titik tertentu. Selain itu juga dilakukan rehabilitasi dengan metode pemberian stimulus listrik pada titik tertentu (FES), serta eksoskeleton. Selain itu, saat ini mulai dikembangkan robot rehabilitasi serta rehabilitasi dengan menggunakan teknologi *virtual reality*.

Functional Electrical Stimulation (FES) merupakan teknik rehabilitasi untuk membantu pasien SCI dan pasca stroke mengembalikan fungsi motorik mereka menggunakan pulsa elektrik pada otot yang melemah atau lumpuh. Berbeda dengan eksoskeleton yang berfungsi untuk kompensasi gerakan, FES dapat menjalankan peran terapi untuk menimbulkan kontraksi otot untuk menghasilkan gerakan sendi yang memungkinkan. Selain berfungsi untuk mengurangi efek atropi otot melalui latihan menggunakan FES, FES dapat diaplikasikan sebagai pengaturan artifisial gerakan anggota badan.

Pengaturan *open loop* merupakan metode umum yang banyak digunakan pada implementasi pengaturan FES pada lingkungan klinis

saat ini. Kinerja metode pengaturan ini bergantung pada kualitas modeling dan kurangnya *feedback* untuk secara adaptif mengubah parameter model, yang dapat mengurangi performa pengaturan. Dari kekurangan ini, dapat disimpulkan bahwa strategi pengaturan *closed loop real time* dapat digunakan pada desain dan implementasi sistem FES dengan tingkat adaptif superior.

Pada penelitian ini, digunakan sensor jarak dan sensor gaya sebagai *feedback* sistem *close loop* FES dalam aktivitas menggenggam. Hasil dari *output* penelitian ini berupa pengaturan tegangan *output* FES. Dari hasil pengaturan ini selanjutnya diharapkan FES dapat digunakan dalam aktivitas sehari-hari.

1.2 Perumusan Masalah

Dari judul tugas akhir tersebut, didapatkan rumusan masalah, yaitu:

1. Bagaimana sensor jarak serta sensor gaya dapat membantu pengguna untuk menggenggam objek secara akurat?
2. Bagaimana metode akuisisi data pada perangkat yang *real time* serta minim gangguan?

1.3 Tujuan

Tujuan yang ingin dicapai dalam tugas akhir ini adalah:

1. Mengetahui kemampuan sensor jarak serta sensor gaya untuk meningkatkan akurasi genggam tangan pengguna
2. Mengetahui metode akuisisi data pada perangkat yang *real time* serta minim gangguan

1.4 Metodologi Penelitian

Pada penelitian tugas akhir ini, digunakan metodologi penelitian sebagai berikut:

1. Studi Literatur
Pada tahap ini dilakukan pengumpulan literatur yang menunjang pengerjaan tugas akhir. Literatur didapatkan dari buku, artikel, serta jurnal ilmiah terdahulu
2. Perancangan *Hardware*

Hardware secara umum berupa sarung tangan serta rangkaian sensor heptic. Sarung tangan berfungsi sebagai alat bantu penggunaan alat pada tangan, dan sensor heptic terdiri atas sensor flexiforce yang diletakan di jari tangan, serta sensor jarak dan tekanan yang diletakan di ujung jari.

3. Perancangan *Software*
Software pada penelitian ini berfungsi untuk menampilkan hasil kontrol FES, sehingga dapat mempermudah peneliti untuk mengetahui nilai sensor maupun nilai tegangan yang dikeluarkan oleh stimulator.
4. Pengujian Alat
Pengambilan data dilakukan dengan melakukan percobaan penggengaman menggunakan FES pada berbagai objek. Hasil pengujian kemudian dibandingkan dengan hasil data awal.
5. Analisa Data
Dari pengelompokan data yang diterima dilakukan analisa untuk mengetahui kesesuaian data yang didapatkan dengan jenis objek yang diujikan.
6. Penyusunan Laporan
Penyusunan laporan digunakan sebagai dokumentasi tugas akhir, yang memaparkan latar belakang, dasar teori, proses perancangan, hingga pengujian alat.

1.5 Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini terdiri atas lima bab, yakni:

1. Bab 1 : Pendahuluan
Bagian pendahuluan memaparkan mengenai latar belakang, rumusan masalah, tujuan penelitian, metode penelitian, sistematika penulisan, serta relevansi penelitian
2. Bab 2 : Dasar Teori
Bagian ini memaparkan mengenai teori serta penelitian terdahulu yang menunjang penelitian ini, seperti teori mengenai FES, serta sistem otot pada tubuh
3. Bab 3 : Perancangan Alat
Bagian perancangan alat menjelaskan mengenai proses perancangan untuk merealisasikan *output* FES.
4. Bab 4 : Pengujian Alat

Bagian ini memaparkan metode pengambilan data pada penelitian serta hasil analisa pengujian alat. Pengambilan data dapat menggunakan simulasi serta uji coba pada subjek

5. Bab 5 : Penutup

Bagian penutup memaparkan kesimpulan yang didapatkan dalam penelitian serta saran dalam pengembangan hasil penelitian

1.6 Relevansi

Gagasan tugas akhir ini diharapkan dapat membantu penelitian FES, sehingga selanjutnya, teknologi rehabilitasi penderita SCI maupun stroke dapat lebih berkembang, serta dapat membantu pasien menjadi lebih mandiri dalam kehidupan sehari-harinya. Tugas akhir ini selanjutnya dapat dikembangkan kembali oleh mahasiswa sehingga teknologi FES lebih berkembang dan dapat digunakan oleh masyarakat umum.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB II

DASAR TEORI

Pada bab ini akan dibahas teori-teori yang menunjang penelitian ini, yakni mengenai *functional electrical stimulus*, sistem musculoskeletal, pemasangan sensor serta elektroda, serta filter dan kontroller yang digunakan.

2.1 *Functional Electrical Stimulus*

Functional Electrical Stimulus (FES) merupakan metode pengaktifan otot-otot tubuh yang kaku akibat penyakit stroke maupun *Spinal Cord Injury* (SCI) dengan menggunakan rangkaian stimulus elektronik. Dari sinyal yang didapatkan oleh otot, tubuh dapat melakukan banyak kegiatan, seperti bersepeda, berjalan, menggenggam, dan memegang barang. Secara umum, FES digunakan untuk kegiatan rehabilitasi pasien pasca stroke ataupun SCI, namun FES juga dapat digunakan untuk membantu kinerja organ dalam tubuh, seperti dalam aktivitas bernafas.

FES bekerja dengan mengaktifkan sel dengan memberikan sinyal pulsa sehingga menghasilkan potensial aksi pada otot tersebut. Potensial aksi otot umumnya sebesar 80-90 mV, dengan frekuensi antara 4 hingga 12 Hz. Potensial aksi yang didapatkan oleh otot kemudian diteruskan ke otot sekitarnya melalui membran sel saraf, sehingga terjadi depolarisasi pada sel, yang berakibat terjadinya gerakan tanpa sadar. Namun, dalam penggunaan FES harus diperhatikan letak otot maupun besar amplitudo yang diberikan pada otot, karena dapat mengakibatkan berkurangnya kinerja otot hingga matinya otot tersebut, kulit terbakar, maupun timbulnya racun pada saraf.

2.2 *Boost Converter*

Rangkaian *boost converter* pada penelitian ini menggunakan rangkaian *non-isolated boost converter*. Rangkaian ini dipilih karena desain serta penggunaannya cukup mudah serta tidak memerlukan komponen yang terlalu banyak, sehingga ukuran *hardware* cukup kecil dan tidak mengganggu mobilitas pengguna. Rangkaian dasar *boost converter* ditunjukkan pada gambar 2.1 dengan S merupakan *switch* yang berfungsi untuk mengatur arus yang akan dilewatkan menuju resistor dan

kapasitor pada rangkaian. *Output* dari rangkaian mendapatkan arus dari kapasitor berdasarkan persamaan berikut.

$$-V_{in} + V_L + V_0 = 0$$

$$V_L = V_{in} - V_0 \quad (2.1)$$

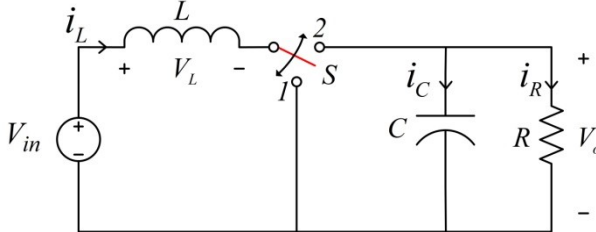
$$I_C = I_L - I_R$$

$$I_C = I_L - \frac{V_0}{R} \quad (2.2)$$

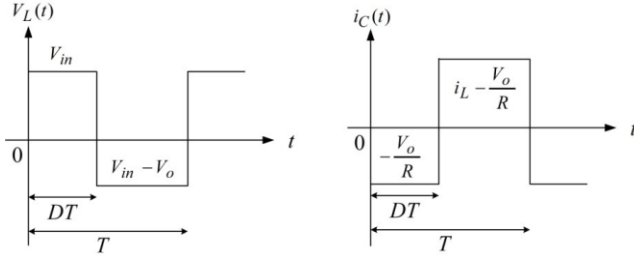
Ketika *switch* berada pada titik 1, *output* rangkaian akan bernilai kurang dari 0, dan memiliki persamaan berikut.

$$I_C = -\frac{V_0}{R} \quad (2.3)$$

Berdasarkan persamaan 2.2 dan 2.3 didapatkan bahwa terdapat dua kondisi yang bergantung pada kondisi *switch* pada rangkaian. Perubahan yang dihasilkan oleh *switch* ini menyerupai kinerja PWM (*Pulse Width Modulation*) dengan *D* merupakan *duty cycle* yang ditentukan nilainya serta *T* merupakan periode.



Gambar 2. 1 Rangkaian *non-isolated boost converter* ref[7]



Gambar 2. 2 Tegangan pada induktor dan arus pada kapasitor ref[7]

Berdasarkan grafik tegangan pada induktor serta arus pada kapasitor didapatkan persamaan berikut.

$$\int_0^T V_L(t)dt = V_{in} * D * T + (V_{in} - V_o) * (1-D) * T \quad (2.4)$$

Dengan prinsip *volt second balance*, nilai tegangan rata-rata *steady state* induktor dalam 1 periode sama dengan nol. Maka persamaan didapatkan persamaan baru yaitu,

$$\begin{aligned} \int_0^T V_L(t)dt &= 0 \\ V_{in} DT + (V_{in} - V_o) * (1 - D) * T &= 0 \\ V_o &= \frac{1}{1-D} * V_{in} \end{aligned} \quad (2.5)$$

Dari persamaan 2.5 di atas dapat disimpulkan bahwa saat nilai $D = 0$ maka nilai tegangan *output* sama dengan nilai tegangan *input*, sedangkan saat nilai $D > 0$ maka nilai tegangan *output* akan lebih besar dari tegangan *input*.

Selain itu juga didapatkan rumus untuk perhitungan arus pada kapasitor sebagai berikut.

$$\int_0^T I_C(t)dt = -\frac{V_o}{R} * D * T + (I_L - \frac{V_o}{R}) * (1-D) * T \quad (2.6)$$

Dengan menggunakan prinsip *amp second balance*, nilai arus rata-rata *steady state* kapasitor dalam 1 periode sama dengan nol, sehingga didapatkan persamaan baru yaitu,

$$\int_0^T I_C(t)dt = 0$$

$$\begin{aligned}
-\frac{V_0}{R} * D * T + (I_L - \frac{V_0}{R}) * (1 - D) * T &= 0 \\
I_L &= \frac{V_0}{(1-D) * R} \\
I_L &= \frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} \tag{2.7}
\end{aligned}$$

Pada rangkaian di atas, ditunjukkan bahwa arus induktor meningkat saat *switch* berada pada titik 1 dan menurun saat *switch* berada pada titik 2. Sehingga didapatkan persamaan ketika *switch* berada pada titik 1,

$$\begin{aligned}
V_L &= V_{in} \\
L * \frac{di_L(t)}{dt} &= V_{in} \\
\frac{di_L(t)}{dt} &= \frac{V_{in}}{L} \tag{2.8}
\end{aligned}$$

Serta persamaan ketika *switch* berada pada titik 2 sebagai berikut.

$$\begin{aligned}
V_L &= V_{in} - V_0 \\
L * \frac{di_L(t)}{dt} &= V_{in} - V_0 \\
\frac{di_L(t)}{dt} &= \frac{V_{in} - V_0}{L} \tag{2.9}
\end{aligned}$$

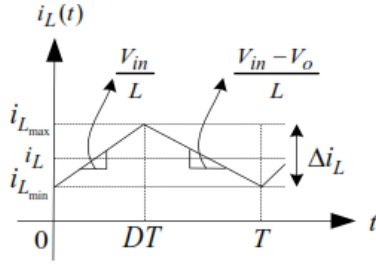
Berdasarkan persamaan 2.8 dan 2.9, didapatkan persamaan perubahan arus induktor terhadap waktu atau posisi *switch* yaitu,

$$\begin{aligned}
\Delta i_L &= i_L - i_{Lmin} = \text{slope} * \text{waktu} \\
\Delta i_L &= \frac{V_{in}}{L} * D * T \tag{2.10}
\end{aligned}$$

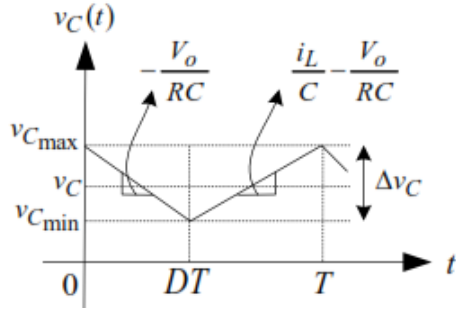
Sehingga arus induktor maksimal dan minimal dapat dihitung,

$$\begin{aligned}
I_{Lmax} &= i_L + \frac{\Delta i_L}{2} \\
I_{Lmax} &= \frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} + \frac{V_{in} * D * T}{2L} \tag{2.11}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
I_{Lmin} &= i_L - \frac{\Delta i_L}{2} \\
I_{Lmin} &= \frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} - \frac{V_{in} * D * T}{2L} \tag{2.12}
\end{aligned}$$



Gambar 2.3 *Ripple* arus induktor ref[7]



Gambar 2.4 *Ripple* tegangan kapasitor ref[7]

Selain *ripple* pada arus induktor, juga terdapat *ripple* tegangan pada kapasitor. *Ripple* ini dipengaruhi oleh kondisi *switch*. Saat *switch* berada pada posisi 1,

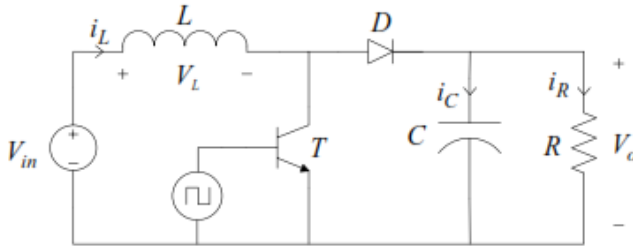
$$\begin{aligned}
 I_c &= -\frac{V_o}{R} \\
 I_c(t) &= C \cdot \frac{dV_c(t)}{dt} \\
 C \cdot \frac{dV_c(t)}{dt} &= -\frac{V_o}{R} \\
 \frac{dV_c(t)}{dt} &= -\frac{V_o}{RC}
 \end{aligned} \tag{2.13}$$

Sedangkan saat *switch* berada pada posisi 2 didapatkan persamaan berikut.

$$I_c = I_L - \frac{V_o}{R}$$

$$\begin{aligned}
I_c(t) &= C \cdot \frac{dV_c(t)}{dt} \\
C \cdot \frac{dV_c(t)}{dt} &= I_L - \frac{V_o}{R} \\
\frac{dV_c(t)}{dt} &= \frac{I_L}{C} - \frac{V_o}{RC}
\end{aligned} \tag{2.14}$$

Dari persamaan 2.13 dan 2.14, didapatkan persamaan antara tegangan maksimum dan minimum,



Gambar 2. 5 Realisasi *switch* menggunakan transistor dan dioda ref[7]

$$\Delta V_C = V_{Cmax} - V_{Cmin} = slope * waktu$$

$$\Delta V_C = \frac{V_o}{RC} * D * T \tag{2.15}$$

Realisasi *switch* pada penelitian ini berupa transistor yang mendapatkan *input* dari PWM. Perubahan kondisi pada transistor dipengaruhi oleh perubahan frekuensi PWM. Frekuensi yang digunakan berkisar pada 1 hingga 20 Hz. Penggunaan frekuensi yang cukup rendah bertujuan untuk mendapatkan *range duty cycle* yang lebih lebar sehingga mempermudah pengaturan tegangan *output boost converter*. Nilai dari induktor serta kapasitor yang digunakan pada penelitian ini ditentukan menggunakan persamaan 2.16 serta 2.17.

$$I_{Lmin} \geq 0$$

$$\frac{V_{in}}{(1-D)^2 * R} - \frac{V_{in}}{2 * L} DT \geq 0$$

$$\frac{2 * L * V_{in} - R * V_{in} * (1-D)^2 * D * T}{2 * R * L * (1-D)^2 * R} \geq 0$$

$$2 * L * V_{in} \geq R * V_{in} (1 - D)^2 * D * T$$

$$L \geq \frac{R * (1-D)^2 * D * T}{2}$$

$$L \geq \frac{V_o * (1-D)^2 * D}{2 * i_o * f_{sw}} \quad (2.16)$$

$$\Delta V_C = \frac{V_o}{RC} * D * T$$

$$C = \frac{D}{R * f_{sw}} \frac{V_o}{\Delta V_C} \quad (2.17)$$

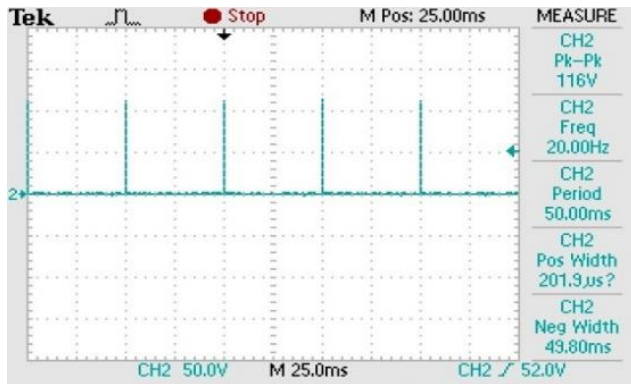
2.3 Stimulus FES

Terdapat beberapa masam stimulus FES, seperti *monophasic*, *biphasic*, *chopped*, *tripasic*, dan *assimetric* yang dibedakan berdasarkan beberapa parameternya, yaitu *pulse amplitude*, *pulse width*, *interphase gap*, dan *pulse rate*.

Untuk memberi stimulus pada saraf, diperlukan karakteristik pulsa sebagai berikut,

- Durasi pulsa kurang dari 50uS
- Frekuensi pulsa sebesar 20-30 Hz
- Sinyal pulsa berbentuk *monophasic* atau *biphasic*
- Tegangan yang dianjurkan antara 0-100 V DC
- Arus yang dianjurkan antara 0-120 mA

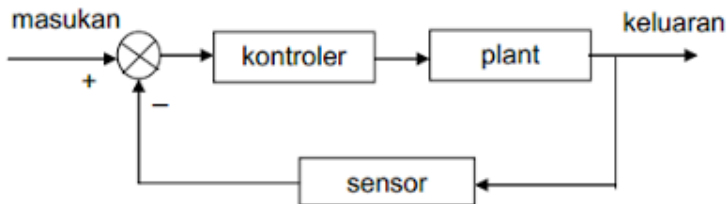
Karakteristik di atas dapat berubah tergantung impedansi kulit pasien yang berkisar antara 1 K Ω – 10 K Ω . Selain itu, dalam pembuatan FES perlu diperhatikan *duty cycle* pulsa FES. Hal ini disebabkan karena frekuensi tinggi dengan *duty cycle* yang juga tinggi akan mempercepat kelelahan (*fatigue*) pada otot, namun jika terlalu rendah akan mengakibatkan pergerakan otot yang tidak terlalu besar.



Gambar 2.6 Sinyal stimulus FES dengan tegangan 100 V, frekuensi 20 Hz, dan lebar pulsa 20μs ref[7]

2.3.1 Sistem *Closed Loop* FES

Sistem *closed loop* merupakan sistem pengaturan yang keluaran sistem tersebut memiliki pengaruh langsung terhadap aksi pengaturan. Karena itu sistem *closed loop* juga disebut sistem umpan balik. Sesuai gambar 2.7 pada sistem *closed loop*, kesalahan berupa selisih antara sinyal masukan dengan sinyal umpan balik dimasukkan kembali menuju kontroler untuk memperkecil kesalahan sehingga keluaran sistem mendekati nilai yang diinginkan.



Gambar 2.7 Sistem *closed loop*

Penggunaan sistem *closed loop* pada FES merupakan hasil dari penelitian terdahulu. Pada awal penggunaan FES digunakan sistem *open loop* yang tidak memengaruhi langsung terhadap sistem. Dengan penggunaan *closed loop*, perubahan *output* dapat langsung digunakan

sebagai penghitungan eror dan menentukan proses selanjutnya untuk mendapatkan *output* yang diinginkan.

2.3.2 Sistem *Open Loop* FES

Sistem *open loop* atau pengaturan loop terbuka merupakan sistem yang keluarannya tidak mempunyai pengaruh terhadap proses pengaturan. Pada sistem kontrol terbuka, *output* tidak dibandingkan dengan *input*, sehingga acuan *input* terhubung dengan operasi tertentu akibat tetapan sistem tergantung kalibrasi. Sistem *open loop* memiliki kelemahan berupa sistem yang sensitif terhadap gangguan. Contoh sistem *open loop* sederhana ditunjukkan pada gambar 2.8

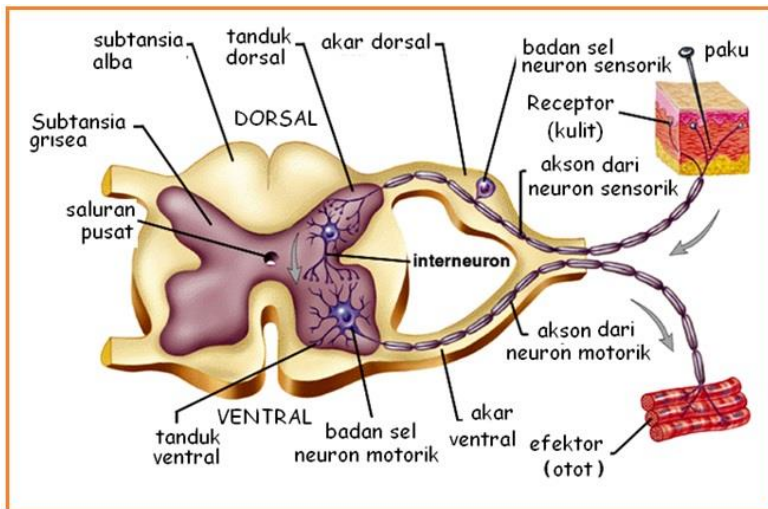


Gambar 2.8 Sistem *open loop*

2.4 Sistem Muskuloskeletal

Sistem muskuloskeletal merupakan sistem tubuh yang berfungsi untuk menyokong, membentuk, dan menggerakkan tubuh. Sistem ini terdiri atas tulang rangka, otot, tendon, sendi, serta jaringan penghubung lainnya yang menyokong jaringan serta organ pada tubuh ref[20].

Gerakan manusia terjadi karena adanya kontraksi otot yang melekat pada tulang, kontraksi di hasilkan karena adanya sinyal yang dikirim oleh otak melalui melalui motor neuron ref[14]. Setiap motor neuron dan serabut membentuk sebuah motor unit. Setiap otot terdiri dari beberapa motor unit dengan tipe serabut otot yang berbeda. Setiap motor neuron berfungsi menerima sinyal pulsa tunggal yang menghasilkan kontraksi pada motor unit tunggal. Sehingga, untuk menghasilkan kontraksi pada semua motor unit dibutuhkan sederet pulsa yang dikirim dari otak.



Gambar 2.9 Ilustrasi perambatan sinyal akibat adanya stimulus dari luar ref[4]

Dalam menggerakkan tubuh manusia, terdapat dua jenis gerakan, yakni gerak sadar dan gerak refleks. Pada gerakan sadar, stimulus dari luar akan melalui neuron sensori untuk diolah oleh otak dan selanjutnya diteruskan oleh motor neuron menuju motor unit pada otot. Sementara itu, pada gerakan refleks, stimulus dari luar melalui neuron sensori hanya diolah oleh neuron konektor sebelum diteruskan oleh motor neuron menuju motor unit pada otot.

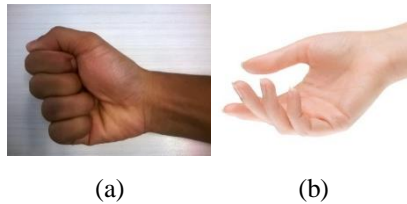
2.5 Gerakan Jari dan Pergelangan Tangan

Pada penelitian ini, digunakan dua gerakan tangan, yakni menggenggam (fleksi jari tangan) dan membuka (ekstensi jari tangan). Terdapat lima otot yang berpengaruh pada gerakan menggenggam dan membuka, yakni otot *Extensor Digitorum*, otot *Flexor Digitorum Profundus*, otot *Extensor Pollicis Longus*, otot *Abductor Pollicis Longus*, dan otot *Flexor Pollicis Longus*.

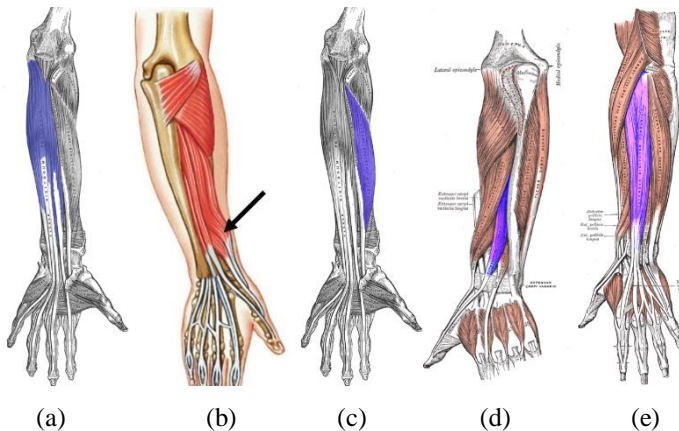
Kelima otot tersebut selanjutnya dibagi menjadi dua kelompok otot, yakni otot tangan untuk gerakan tangan membuka dan tangan menutup (menggenggam). Pada saat jari tangan terbuka, otot *Extensor Digitorum* mengalami kontraksi dan otot *Flexor Digitorum Profundus*

mengalami relaksasi sehingga jari telunjuk hingga jari kelingking tangan mengalami proses ekstensi jari. Pada otot ibu jari, otot *Extensor Pollicis Longus* dan otot *Abductor Pollicis Longus* mengalami kontraksi, sedangkan otot *Flexor Pollicis Longus* mengalami relaksasi.

Pada saat gerakan menggenggam, otot *Flexor Digitorum Profundus* kontraksi dan otot *Extensor Digitorum* relaksasi. Hal ini mengakibatkan jari telunjuk hingga jari kelingking tangan mengalami proses fleksi jari. Sementara pada otot ibu jari pada gerakan menggenggam, otot *Flexor Pollicis Longus* mengalami kontraksi, sedangkan otot *Extensor Pollicis Longus* dan otot *Abductor Pollicis Longus* mengalami relaksasi.



Gambar 2.10 Kondisi tangan (a) menggenggam dan (b) relaksasi



Gambar 2.11 Posisi otot tangan yang memengaruhi gerakan menggenggam, (a) otot *Fleksor Digitorum Profundus* serta (b) otot *Abductor Pollicis Longus*, (c) otot *Flexor Pollicis Longus*, (d) otot *Extensor Pollicis Longus*, (e) otot *Extensor Digitorum*

Opp: VF:	Power					Intermediate		Precision				
	Palm		Pad			Side		Pad				Side
	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2	3	2	2-3	2-4	2-5	3
Thumb Abducted		1: Large Diameter 2: Small Diameter 3: Medium Wrap 10: Power Disk 11: Power Sphere	31: Ring	28: Sphere Finger 18: Extension Type 26: Sphere 4-Finger Type	19: Distal	23: Addition Grip		21: Tripod Variation 9: Palmar Pinch 24: Tip Pinch 33: Inferior Pincher	8: Prismatic 2-Finger 14: Tripod	7: Prismatic 3-Finger 27: Quadpod	6: Prismatic 4-Finger 12: Precision Disk 13: Precision Sphere	20: Writing Tripod
Thumb Adducted	17: Index Finger Extension 4: Adducted Thumb 5: Light Tool 15: Fixed Hook 30: Primer					16: Lateral Tripod 29: Stick 32: Ventral	25: Lateral Tripod				22: Parallel Extension	

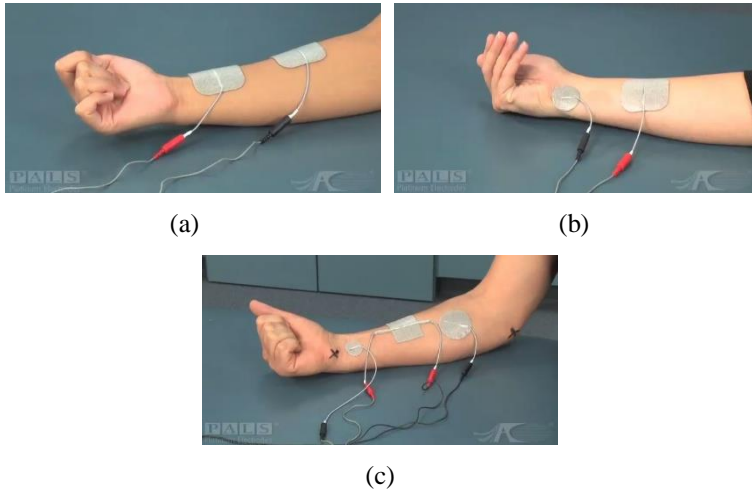
Gambar 2.12 Jenis genggaman tangan ref[12]

Dari otot-otot yang telah disebutkan, didapatkan berbagai jenis genggaman, sesuai gambar 2.12. Dari jenis genggaman tersebut, dipilih jenis genggaman paling dasar, yakni genggaman pada benda dengan diameter besar (*Large Diameter*), genggaman pada benda dengan diameter kecil (*Small Diameter*), serta genggaman pada benda dengan diameter sedang (*Medium Wrap*).

2.6 Posisi Sensor dan Elektroda

Elektroda FES merupakan konduktor yang berfungsi untuk mengalirkan pulsa menuju otot tubuh. Pada peletakkannya, posisi elektroda FES ditentukan oleh otot yang ingin distimulasi serta gerakan yang ingin diperoleh. Hal ini bertujuan untuk memfokuskan stimulus dari elektroda serta mencegah pemberian pulsa pada otot yang bekerja berlawanan. Selain itu, dalam pemasangan elektroda harus menghindari area-area yang tidak boleh dialiri listrik.

Terdapat beberapa jenis pemasangan elektroda bergantung pada hasil genggaman tangan yang diinginkan. Untuk gerakan menggenggam tidak presisi terdapat tiga jenis genggaman, yakni *finger flexion* atau fleksi jari tangan, *lumbrical grip* atau genggaman lumbris, serta *power grasp* atau kepalan kuat.



Gambar 2.13 Peletakan elektroda untuk gerakan menggenggam beserta hasil genggaman (a) *finger flexion*, (b) *lumbrical grip*, serta (c) *power grasp*

Sementara itu, dalam penempatan sensor inframerah terdapat beberapa pilihan penempatan, yakni pada objek yang digenggam serta pada ujung jari tangan. Masing-masing penempatan sensor memiliki kekurangan masing-masing, penempatan sensor pada ujung jari tangan dapat mengakibatkan subjek tidak benar-benar merasa menggenggam objek karena terhalang oleh sensor inframerah, sementara penempatan sensor pada objek dapat mengakibatkan kesalahan pembacaan apabila terjadi perbedaan hasil genggaman baik akibat ukuran tangan subjek yang berbeda maupun akibat posisi genggaman yang berbeda

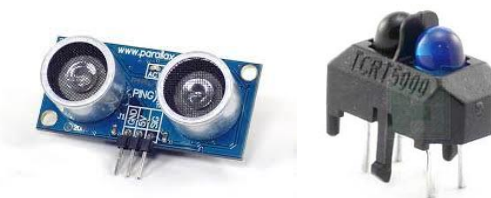
2.7 Sensor Jarak dan Sensor Gaya

Sensor merupakan jenis transduser yang mengubah besaran fisik berupa mekanis, magnetis, panas, sinar, dan kimia menjadi tegangan dan

arus listrik ref[18]. Pada pengaplikasiannya, sensor banyak digunakan untuk pendeteksian pada proses pengukuran atau pengaturan sistem. Pada penelitian ini digunakan dua jenis sensor, yakni sensor jarak dan sensor gaya.

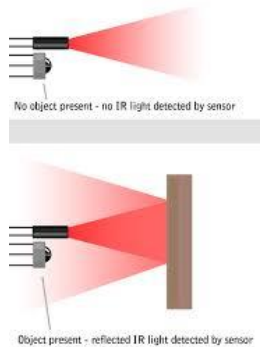
2.7.1 Sensor Jarak

Sensor jarak merupakan sensor yang dapat mendeteksi keberadaan benda yang berada di dekatnya tanpa melakukan kontak fisik secara langsung. Sensor ini sering disebut sebagai sensor *proximity*. Biasanya sensor jarak terdiri atas suatu alat *elektrolis solid-state* yang dibungkus untuk melindungi dari pengaruh gerakan. Penelitian ini menggunakan sensor jarak karena sensor ini Contoh sensor jarak adalah sensor inframerah dan ultrasonik.



Gambar 2.14 Contoh sensor jarak

Sensor inframerah terdiri atas inframerah serta fotodioda. Pada saat diberi tegangan, inframerah akan memancarkan cahaya. Jika pada jarak tertentu terdapat objek penghalang, sinar inframerah akan memantul dan diterima oleh fotodioda. Fotodioda menghasilkan tegangan sebagai *output* sensor yang berubah berdasarkan jarak objek. Cara kerja sensor inframerah ditunjukkan pada gambar 2.13.



Gambar 2.15 Cara kerja sensor inframerah

Pada penelitian ini digunakan sensor inframerah TCRT5000 yang diletakan di ujung jari. Sensor ini dipilih karena memiliki kemampuan kerja maksimum saat sensor berjarak 2,5 mm dari objek, yang menjadikan sensor ini dapat menentukan jarak sensor jarak terhadap objek saat akan menempel secara lebih akurat. Selain itu, sensor TCRT 5000 memiliki *reverse voltage* sebesar 5 V, yang menjadikan sensor ini memiliki tegangan yang cukup besar untuk dibaca oleh ADC STM32F4. Selain itu, sensor TCRT memiliki kelebihan lainnya yaitu ukurannya yang cukup kecil sehingga tidak mengganggu gerakan menggenggam pengguna serta memiliki *daylight blocking filter* yang dapat membantu mengurangi *noise* akibat cahaya luar

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ⁽¹⁾				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
INPUT (EMITTER)				
Reverse voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	80	mA
Forward surge current	$t_p \leq 10 \mu s$	I_{FSM}	3	A
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_v	100	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ C$

PRODUCT SUMMARY				
PART NUMBER	DISTANCE FOR MAXIMUM CTR _{rel} ⁽¹⁾ (mm)	DISTANCE RANGE FOR RELATIVE $t_{off} > 20\%$ (mm)	TYPICAL OUTPUT CURRENT UNDER TEST ⁽²⁾ (mA)	DAYLIGHT BLOCKING FILTER INTEGRATED
TCRT5000	2.5	0.2 to 15	1	Yes
TCRT5000L	2.5	0.2 to 15	1	Yes

Gambar 2.16 Tabel karakteristik sensor TCRT5000

2.7.2 Sensor Gaya

Sensor gaya merupakan sensor yang mendeteksi adanya gaya yang ditimbulkan oleh rangsangan yang masuk dalam suatu alat. Gaya tersebut menyebabkan terjadinya tegangan sehingga menimbulkan sinyal tertentu. Contoh sensor gaya adalah sensor *loadcell* dan *flexiforce*. Pada penelitian ini digunakan sensor *flexiforce*.

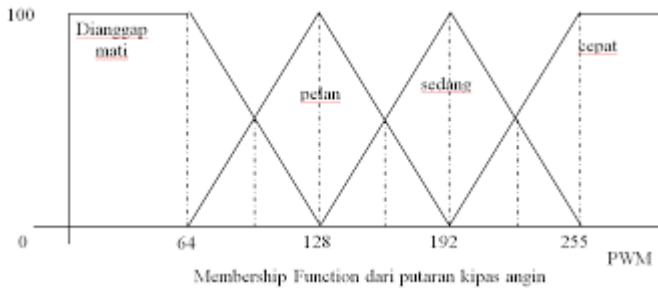


Gambar 2.17 Contoh sensor gaya

Sensor *flexiforce* merupakan sensor gaya yang berbentuk *printed circuit* yang sangat tipis dan fleksibel. Sensor *flexiforce* bersifat resistif, yaitu gaya yang masuk sebanding dengan perubahan nilai resistansi pada sensor. Pada saat sensor *flexiforce* dibengkokkan, maka nilai resistansi pada sensor akan meningkat sesuai dengan derajat kelengkungan sensor. Dalam kondisi lurus, sensor *flexiforce* memiliki nilai resistansi sebesar 25K ohm, sementara pada saat terdapat lengkungan, sensor memiliki nilai resistansi 45K hingga 125K ohm.

2.8 Logika Fuzzy

Fuzzy merupakan salah satu jenis kecerdasan buatan yang bertujuan untuk memetakan suatu *input* terhadap *output*. Logika fuzzy menggunakan metode yang mirip dengan logika boolean, yakni logika yang menyatakan bahwa segala hal dapat diubah menjadi nilai biner sehingga menghasilkan nilai 1 atau 0. Namun, metode fuzzy mengaplikasikannya dalam bentuk bertingkat.



Gambar 2.18 Contoh grafik *fuzzy logic*

Dalam penelitian ini digunakan metode fuzzy mamdani. Metode ini dipilih karena metode ini mudah digunakan, banyak diimplementasikan, serta sesuai dengan logika berpikir manusia. Pada metode ini, *input* serta *output* sistem terbagi menjadi 1 atau lebih himpunan fuzzy ref[6]. Selain itu, metode ini juga disebut metode *min-max*. Hal ini disebabkan karena umumnya *output* dari metode fuzzy ditentukan dengan menggunakan metode *min*, selanjutnya *output-output* tersebut diinterpretasikan dengan menggunakan metode *max* ref[3].

Pada metode fuzzifikasi mamdani, terdapat tiga metode, yaitu

1. Metode Max (*Maximum*), yakni metode fuzzifikasi dengan mengambil nilai maksimum *rule*, selanjutnya mengaplikasikan ke output dengan menggunakan operator OR (union)
2. Metode Additive (*Sum*), yakni metode fuzzifikasi dengan cara melakukan *bounded-sum* terhadap semua *output* daerah fuzzy
3. Metode Probabilistik OR (probor), yakni pengambilan *output* fuzzy dengan menghitung produk terhadap semua *output* daerah fuzzy

Sementara pada proses defuzzifikasi terdapat tujuh metode, yaitu

1. Metode Centroid (*Composite Moment*), yakni metode defuzzifikasi dengan mengambil nilai titik pusat pada daerah fuzzy
2. Metode Bisektor, yakni metode defuzzifikasi dengan mengambil nilai domain yang memiliki nilai keanggotaan separuh dari total nilai keanggotaan fuzzy
3. Metode *Mean of Maximum* (MOM), yakni metode defuzzifikasi dengan mengambil nilai rata-rata domain yang memiliki nilai keanggotaan maksimum

4. Metode *Largest of Maximum* (LOM), yakni metode defuzzifikasi dengan mengambil nilai terbesar dari domain yang memiliki nilai keanggotaan maksimum
5. Metode *Smallest of Maximum* (SOM), yakni metode defuzzifikasi dengan mengambil nilai terkecil dari domain yang memiliki nilai keanggotaan maksimum

2.9 Filter Digital

Filter digital yang digunakan pada penelitian ini adalah *moving average filter*. Filter ini bertujuan untuk mengurangi *riple* dari sinyal yang diterima oleh ADC sehingga dapat digunakan untuk menentukan nilai *threshold* yang sesuai untuk digunakan. Dalam menggunakan *moving average filter*, perlu diperhatikan lebar data yang diolah oleh filter. Hal ini disebabkan karena semakin besar lebar data yang diolah oleh *moving average filter*, hasil pengolahan *moving average filter* akan semakin mendekati nilai konstan.

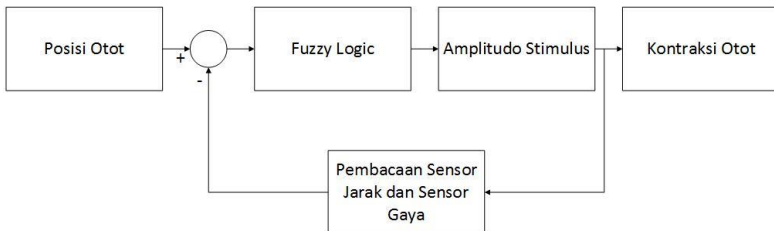
BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Dalam pelaksanaan penelitian ini terdapat beberapa tahap, yakni uji literatur, perancangan sistem dan *hardware*, pengujian alat, serta pengolahan data. Pada sistem ini digunakan *feedback* PID sebagai sistem *response* untuk mendapatkan *output* yang diinginkan.

3.1 Diagram Blok Sistem

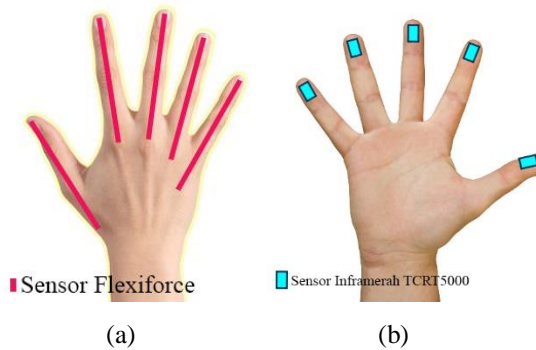
Diagram blok sistem FES sesuai pada gambar 3.1. Pada sistem ini, laptop berfungsi sebagai *interface* untuk mengetahui nilai yang didapat pada sensor inframerah serta mengetahui besarnya tegangan *output* stimulator. Pada penelitian ini, kontraksi otot mengakibatkan pergerakan tubuh sehingga terjadi perubahan nilai pada sensor. Perubahan nilai ini kemudian diolah oleh mikrokontroller dan dengan *moving average filter* serta kontroller fuzzy, selanjutnya DAC mengeluarkan tegangan yang memengaruhi tegangan *output* stimulus.



Gambar 3.1 Diagram blok sistem *closed loop* FES

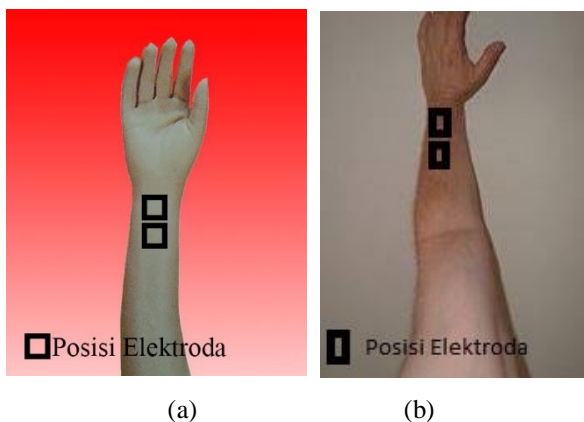
3.2 Penempatan Sensor dan Elektroda

Sebelum dilakukan pembuatan alat, pertama-tama ditentukan posisi peletakan sensor serta elektroda dengan mempertimbangkan kenyamanan pengguna pada saat diaplikasikan. Hal ini dilakukan untuk mempermudah pada saat perancangan serta penggunaan hardware serta software. Pada penelitian ini, sensor inframerah serta flexiforce diletakan sesuai gambar 3.2 . Sensor inframerah pada penelitian ini diletakan di ujung jari tangan. Hal ini disebabkan karena penempatan sensor pada posisi ini akan menghasilkan nilai sensor yang lebih tampak perbedaannya. Sementara itu, sensor inframerah diletakan pada sepanjang jari, sehingga dapat mengetahui ukuran dari objek yang digenggam.



Gambar 3.2 Posisi sensor pada *gloves* (a) posisi sensor flexiforce dan (b) posisi sensor TCRT 5000

Sementara itu, otot yang distimulus pada penelitian ini adalah tendon otot *Flexor Digitorum Profundus*. Hal ini sesuai dengan penelitian dari Axelgraad ref[8] yang menunjukkan gerakan menggenggam pada posisi otot ini dapat menghasilkan gerakan menggenggam dengan jari jempol *abduksi* yang sesuai dengan jenis genggam yang diinginkan pada penelitian ini.



Gambar 3.3 Posisi penempatan elektroda stimulus FES (a), gerakan menggenggam, (b) gerakan membuka tangan

3.3 Perancangan *Hardware*

Pada tahapan perancangan *hardware* ini terbagi menjadi empat, yakni perancangan rangkaian *boost converter*, rangkaian *amplitude amplifier*, rangkaian pembangkit pulsa, serta rangkaian *driver channel*.

3.3.1 Perancangan *Boost Converter*

Pada penelitian ini rangkaian *boost converter* mendapatkan *input* frekuensi sebesar 20 KHz. Sementara itu tegangan *input* yang diberikan sebesar 5 V. Berdasarkan persamaan 2.16, didapatkan nilai *duty cycle* untuk dapat menaikkan tegangan dari 5 V menjadi 150 V sebesar 97,25 persen, sementara nilai induktor didapatkan,

$$L \geq 0,0007875$$

$$L \geq 0,7875 \text{ mH}$$

Nilai induktor kemudian dibulatkan sesuai nilai di pasaran, sehingga didapatkan nilai induktor sebesar

$$L \approx 1 \text{ mH}$$

$$L = L_1 = L_2$$

Sementara itu, untuk mengetahui nilai kapasitor, digunakan persamaan 2.17, sehingga didapatkan nilai kapasitor

$$C_1 = 0.00000162$$

$$C_1 = 1,62 \mu\text{F}$$

Nilai kapasitor kemudian dibulatkan untuk mendapatkan nilai sesuai di pasaran, sehingga didapatkan nilai kapasitor sebesar

$$C_1 \approx 2,2 \mu\text{F}$$

Pada rangkaian ini transistor yang digunakan untuk pengaturan PWM menggunakan transistor tipe MOSFET. Hal ini disebabkan karena transistor MOSFET memiliki *switching frequency* yang tinggi, sehingga dapat digunakan pada frekuensi yang dibutuhkan, yakni 20 KHz. Selain itu, transistor jenis MOSFET memiliki kelebihan, yakni tegangan *drop forward* yang rendah serta tegangan *breakdown* yang tinggi.

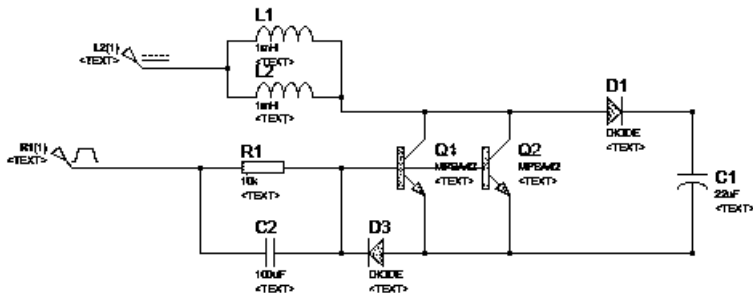
Dalam menentukan jenis transistor yang digunakan pada rangkaian *boost converter* perlu memenuhi spesifikasi berupa:

- Tegangan V_{CE} lebih besar dari tegangan *output* maksimal *boost converter*
- Arus yang dapat dilewatkan oleh transistor harus lebih besar dari arus *output boost converter*

Berdasarkan kedua kriteria tersebut, digunakan transistor tipe MMBTA42 (NPN).

Selain itu, perlu ditentukan jenis dioda yang akan digunakan dalam rangkaian *boost converter* ini. Pada rangkaian ini digunakan dioda tipe 1N4148. Hal ini disebabkan karena dioda ini memiliki kecepatan *switching* yang tinggi, sehingga dapat membantu menaikkan tegangan *output boost converter* menjadi lebih tinggi. Selain itu dalam menentukan jenis dioda perlu diperhatikan *reverse voltage* serta *forward current* dioda. Hal ini disebabkan karena stimulator memerlukan *reverse voltage* serta *forward current* yang cukup tinggi. Karena itu, pada penelitian ini digunakan tipe dioda 1N4148.

Berdasarkan komponen-komponen yang telah ditentukan, dilakukan pembuatan rangkaian. Skematik dari rangkaian *boost converter* ditunjukkan pada gambar 3.3



Gambar 3. 4 Rangkaian *Boost Converter*

3.3.2 Perancangan Rangkaian *Amplitude Regulator*

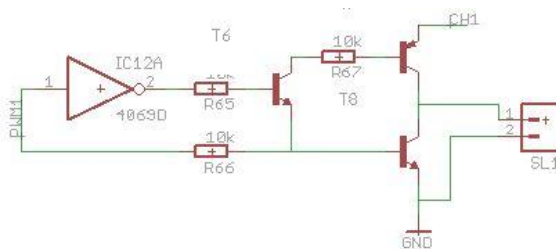
Rangkaian *amplitude regulator* merupakan rangkaian yang berfungsi untuk mengubah nilai amplitudo *input* pembangkit pulsa berdasarkan nilai *input* rangkaian *amplitude regulator*. Pada rangkaian ini digunakan IC LM358 sebagai *amplifier* amplitudo. *Output* dari IC LM358 digunakan sebagai *input* basis transistor, dan dilakukan penguatan nilai *boost* oleh transistor. Selanjutnya dilakukan pengaturan tegangan dengan menggunakan metode pembagian tegangan antara *output* dari *boost*

3.3.3 Perancangan Rangkaian Pembangkit Pulsa $200\ \mu\text{S}$, 20 Hz, 100V

29

3.3.4 Perancangan Rangkaian *Driver Channel*

Rangkai *driver channel* memiliki skematik yang sama dengan rangkaian pembangkit pulsa. Rangkaian ini bertujuan untuk menggantikan penggunaan *solid state relay* yang memiliki ukuran besar. Selain itu, rangkaian ini bertujuan untuk mengatur *channel* yang aktif melalui IC *inverter*. *Input* IC *inverter* pada *driver channel* berasal dari mikrokontroler berupa logika 1 (*high*) dan 0 (*low*).



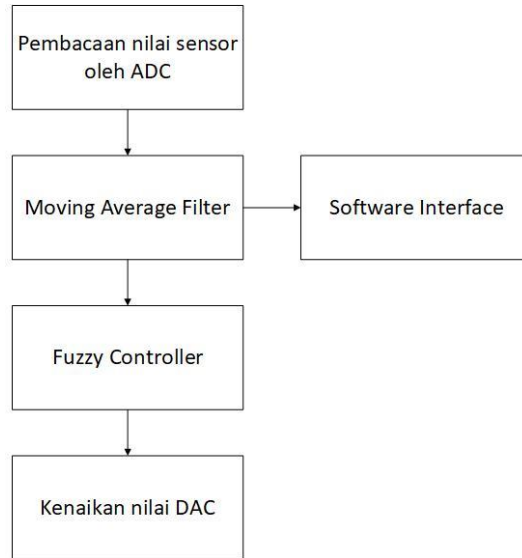
Gambar 3. 7 Rangkaian *driver channel*

3.4 Perancangan *Software*

Pada perancangan *software* ini terbagi menjadi dua, yaitu perancangan *software* mikrokontroler serta perancangan *software user interface*.

3.4.1 *Software* Mikrokontroler

Software mikrokontroler pada percobaan ini bekerja sesuai dengan diagram blok pada gambar 3.8.



Gambar 3.8 Diagram blok pengolahan data pada *software* mikrokontroler

Pada perancangan *software* mikrokontroler data *input* dari sensor inframerah akan melewati proses akuisisi data. Pada proses ini digunakan *Analog to Digital Converter* (ADC) untuk mengubah besaran analog sebagai *output* dari sensor menjadi nilai digital yang dapat diolah oleh mikrokontroler. Pada *software* ini digunakan ADC 10 bit, sehingga didapatkan persamaan 3.4.

$$ADC = \frac{V_{input}}{V_{max}} * 1024 \quad (3.4)$$

Tegangan maksimum ADC sebesar 3,3 V, yaitu nilai tegangan maksimum yang digunakan mikrokontroler STM32F4 dengan nilai ADC antara 0 hingga 1024. Hasil dari konversi ADC kemudian disimpan pada *buffer* sebelum dikirim menuju laptop. Penggunaan *buffer* bertujuan untuk mencegah terjadinya loss pada proses pengiriman data akibat kesalahan sampling oleh serial port. Penggunaan *buffer* ini dilakukan dengan membagi data menjadi beberapa bagian, karena kapasitas *buffer* hanya 12 bit, sehingga dengan membagi data, data yang dikirimkan dapat

lebih dari 12 bit. Pada proses *parsing* data digunakan persamaan 3.5 dan persamaan 3.6

$$BufferTx[1] = n/100 \quad (3.5)$$

$$BufferTx[2] = n - Buffer[1] \quad (3.6)$$

Pada persamaan 3.5 dan persamaan 3.6, nilai n merupakan nilai data yang akan dikirim, dan nilai 100 merupakan jumlah bit maksimum pada STM32, atau pada 12 bit sebesar 4069. Oleh karena itu, kita perlu mengubah nilai yang dikirimkan hingga kurang dari 4069 agar dapat dikirimkan. Saat data yang dikirimkan telah diterima, dilakukan proses konversi nilai kembali menjadi nilai sebelumnya, dengan menggunakan persamaan 3.7 dan persamaan 3.8.

$$BufferRx[1] = n * 100 \quad (3.7)$$

$$BufferRx[2] = n + Buffer[1] \quad (3.8)$$

Dengan kedua proses tersebut, nilai yang sebelumnya telah dikonversikan ditampilkan kembali sesuai data hasil pengolahan dari STM32 dan ditampilkan sebagai grafik pada *User Interface*.

3.4.1.1 Akuisisi Data Sensor Inframerah

Pada pengukuran jarak antara ujung jari dengan objek yang digenggam digunakan sensor inframerah TCRT5000 yang diletakan pada masing-masing jari tangan. Sensor ini dipilih karena dimensi ukurannya yang kecil, sehingga tidak mengganggu persepsi menggenggam pengguna, serta sensitivitasnya yang tinggi pada jarak dekat. Pada penelitian ini, hasil dari masing-masing sensor dibandingkan, untuk mendapatkan jarak menggenggam yang sesuai. Hal ini disebabkan karena pada pemberian stimulasi sering terjadi perbedaan kekuatan stimulasi otot jari yang berbeda pada masing-masing subjek, sehingga dapat membentuk genggam tangan yang berbeda.

3.4.1.2 Filter Digital Moving Average Filter

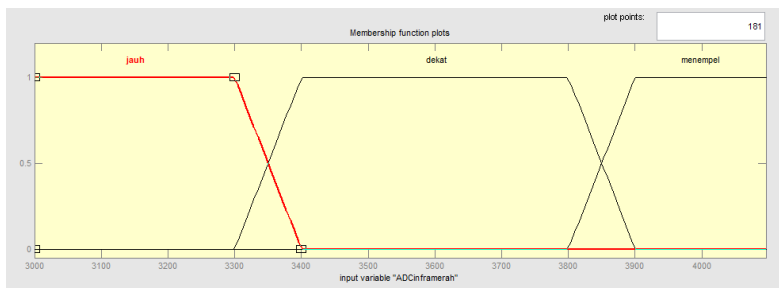
Penggunaan *moving average filter* pada sistem ini digunakan untuk menstabilkan nilai ADC yang didapatkan dari sensor. Filter ini dipilih karena rumusnya sederhana serta pemrosesannya mudah. Persamaan *moving average filter* dapat dilihat pada persamaan 3.6.

$$(y_k)_s = \sum_{i=-n}^{i=n} y_{k+i} / (2n+1) \quad (3.9)$$

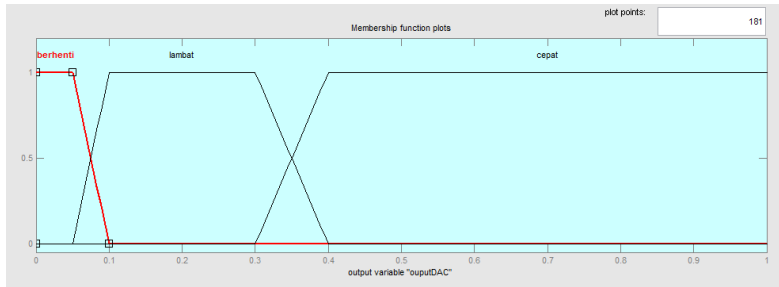
Pada persamaan 3.9, $2n+1$ merupakan lebar data. Pada penelitian ini, digunakan lebar data sebesar 15 data. Hal ini disebabkan karena semakin besar lebar data yang digunakan akan mengakibatkan hasil filter semakin halus. Namun, jika lebar data terlalu besar, maka akan mengakibatkan banyaknya data yang hilang (semakin besar kemungkinan terjadinya *loss*). Hasil dari filter ini yang selanjutnya diolah menggunakan kontroller fuzzy untuk menentukan nilai kenaikan DAC dari STM32.

3.4.1.3 Kontroller Fuzzy Logic

Pengaturan *fuzzy logic* digunakan sebagai metode pengaturan pada penelitian ini. *Input* pada *fuzzy* berasal dari *input* DAC sensor inframerah. *Input* ini terbagi menjadi tiga, yaitu pada jarak jauh, dekat, dan saat sensor telah menempel pada objek. Pada penelitian ini, objek dianggap berjarak jauh pada saat nilai ADC kurang dari 3400 dan benda dianggap menempel dengan objek pada saat nilai ADC bernilai lebih dari 3900. Sementara itu, *output* dari sistem ini merupakan nilai kenaikan *output* DAC pada *amplitude regulator*. *Output* pada sistem ini juga terbagi menjadi tiga, yakni kenaikan cepat, kenaikan lambat, serta berhenti. Kenaikan nilai DAC dianggap cepat jika nilai DAC di atas 0,3, dan dianggap berhenti saat nilai kenaikan DAC kurang dari 0,1.

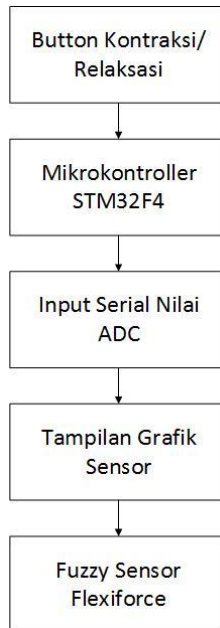


Gambar 3.9 *Input fuzzy logic sistem*



Gambar 3.10 *Output fuzzy logic sistem*

3.4.2 Software User Interface



Gambar 3.11 *Diagram blok software interface*

Untuk *user interface* digunakan *software* Delphi7 sebagai tampilan data sensor serta nilai tegangan stimulator. Tampilan data sensor digunakan untuk menunjukkan jarak antara ujung jari dengan objek yang digenggam. Selain itu, *software interface* ini juga dapat digunakan untuk

mengatur gerakan tangan pengguna, baik saat pengguna akan menggenggam maupun melepaskan genggamannya. Dengan begitu, pengguna dapat mengatur penggunaan alat dengan dua cara, yakni melalui *software* delphi7, maupun melalui tombol *user* pada STM32.



Gambar 3.12 Tampilan awal *software interface* delphi7, menunjukan nilai inframerah, flex sensor, dan besar tegangan stimulator

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB IV

PENGUJIAN ALAT

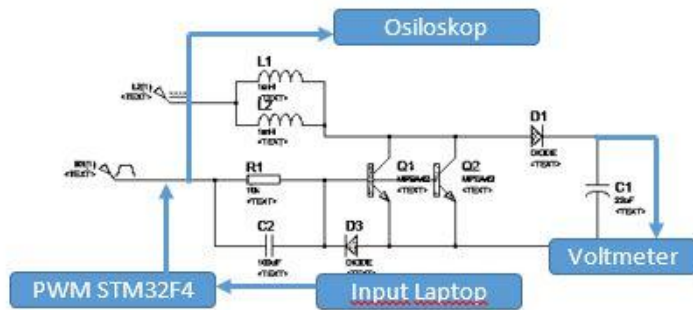
Pada bab ini akan dilakukan pembahasan mengenai hasil-hasil percobaan pengujian sensor, stimulator, dan sistem yang terdiri atas tiga bagian utama, yaitu:

- a. Pengujian FES, berupa
 - Pengujian rangkaian *boost converter*
 - Pengujian rangkaian pembangkit pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100V
 - Pengujian rangkaian *driver channel*
 - Pengujian DAC STM32F4
- b. Pengujian sensor, berupa
 - Pengujian sensor inframerah dan flexiforce
 - Pengujian gerakan menggenggam menggunakan *moving average filter*
- c. Pengujian Stimulator pada Subyek Normal

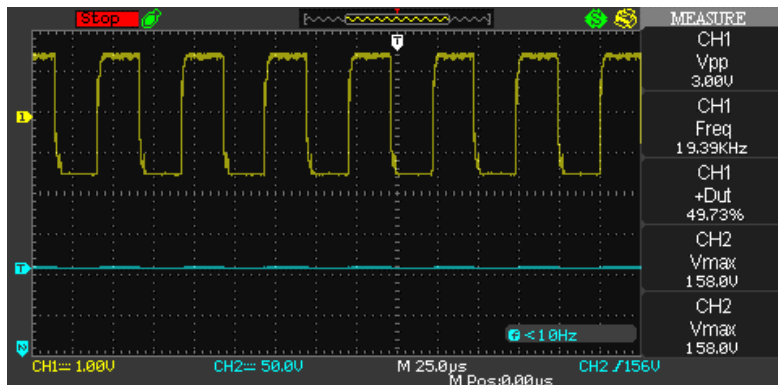
4.1 Pengujian FES

4.1.1 Pengujian Rangkaian *Boost Converter*

Pada pengujian rangkaian *boost converter*, mula-mula digunakan metode perubahan frekuensi dari 10 KHz hingga 22 KHz. Seiring dengan pengujian ini juga dilakukan pengujian dengan mengubah nilai *duty cycle boost converter* dari 10 persen hingga 90 persen. Perubahan dilakukan dengan mengatur *output PWM* dari STM32F4 yang dihubungkan ke rangkaian *boost converter*. Nilai *output boost converter* selanjutnya diukur menggunakan voltmeter. Diagram pengujian rangkaian *boost converter* ditunjukkan pada gambar 4.1. Pada pengujian ini digunakan nilai tegangan *input* pada rangkaian *boost converter* sebesar 5 V, yang bersumber dari baterai. Selain itu diberikan nilai PWM yang dapat diubah sesuai *input* dari mikrokontroler.



Gambar 4. 1 Metode pengukuran frekuensi dan *duty cycle*



Gambar 4. 2 Contoh hasil pembangkit sinyal PWM 20 KHz dengan *duty cycle* 50%

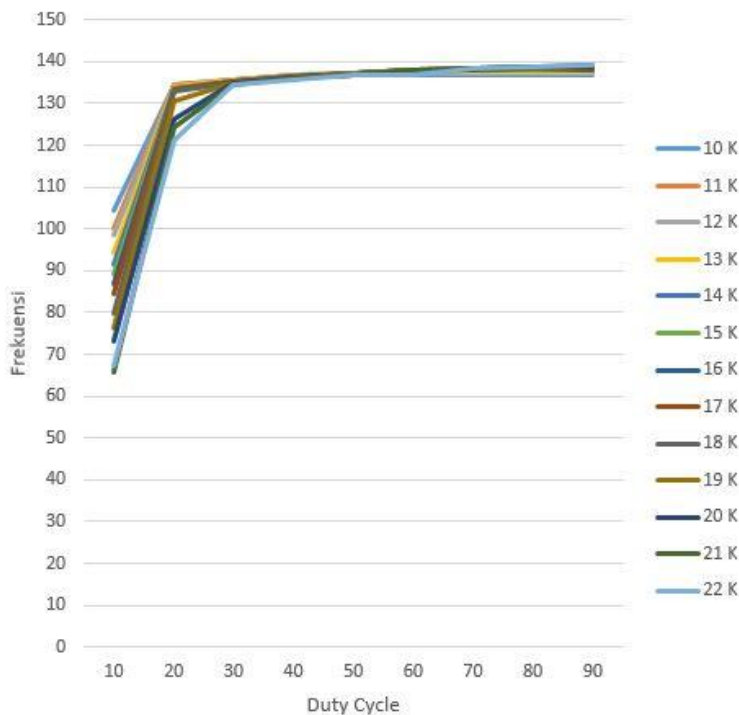
Pada tabel 4.1, didapatkan hasil pengujian tegangan *boost converter* terhadap frekuensi serta *duty cycle* rangkaian. Berdasarkan pengujian ini didapatkan nilai frekuensi yang paling sesuai untuk digunakan pada rangkaian *boost converter* ini. Berdasarkan hasil percobaan ini didapatkan bahwa nilai *output* pada frekuensi 17 KHz merupakan nilai yang stabil. Selain itu, pada frekuensi ini juga didapatkan nilai maksimum pembesaran pada *boost* pada saat *duty cycle* bernilai 60 persen.

Tabel 4. 1 Perbandingan tegangan *output* terhadap frekuensi dan *duty cycle*

Frekuensi/ Duty Cycle	10	20	30	40	50	60	70	80	90
10 K	104,4	134,4	135,8	136,5	136,7	136,8	136,7	136,7	136,8
11 K	100	134,3	135,7	136,6	137	137,1	137,1	137	137
12 K	98,5	134,1	135,5	136,6	137	137,2	137,2	137,2	137
13 K	94,4	133,9	135,5	136,5	137,2	137,5	137,5	137,5	137,5
14 K	91,5	133,8	135,4	136,5	137,3	137,7	137,8	137,8	137,8
15 K	89	133,6	135,3	136,4	137,3	137,8	138	138	138
16 K	87	133,4	135,2	136,3	137,2	137,8	138,1	138,2	138,1
17 K	84,5	133,2	135,1	136,3	137,2	137,9	138,3	138,4	138,4
18 K	79,9	132,7	134,9	136,1	137,1	137,8	138,3	138,5	138,6
19 K	76,4	130,6	134,8	136	137	137,8	138,4	138,7	138,7
20 K	73	126,4	134,8	135,9	136,9	137,7	138,4	138,7	138,9
21 K	65,6	124,4	134,6	135,9	136,9	137,8	138,4	138,8	139
22 K	67,1	121	134,5	135,8	136,8	136,9	138,4	138,9	139,2

Selain itu, pada percobaan ini didapatkan bahwa pada frekuensi di bawah 17 K menghasilkan hasil yang kurang stabil terhadap *ripple* serta pada *duty cycle* 70 persen hingga 90 persen menimbulkan *ringing* pada

rangkaian. Sementara itu, pada frekuensi di atas 17 KHz, didapatkan tegangan output yang lebih rendah serta kurang stabil terhadap *ripple*



Gambar 4. 3 Grafik perbandingan tegangan *output boost converter* dengan *duty cycle* yang digunakan

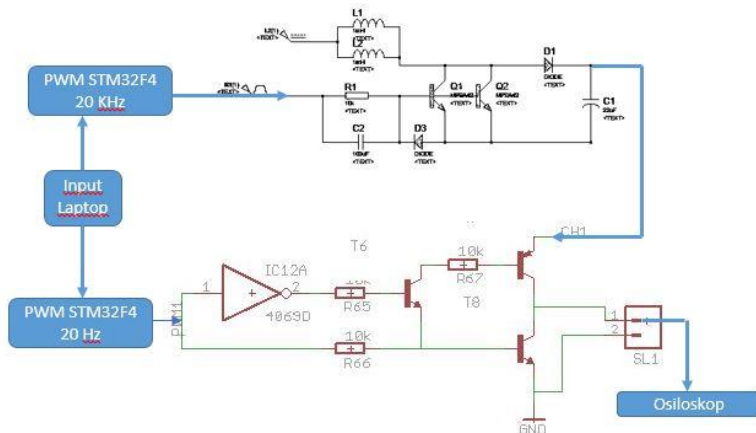
Setelah ditemukan frekuensi yang sesuai, dilakukan pengujian tegangan *output boost converter* terhadap beban. Hal ini bertujuan untuk mengetahui drop tegangan *boost converter* sehingga dapat memastikan arus yang melalui rangkaian cukup untuk menggerakkan jari tangan. Hal ini disebabkan karena tubuh manusia memiliki nilai resistansi yang cukup tinggi, meskipun nilai resistansinya berbeda berdasarkan kondisi masing-masing subjek.

Tabel 4.2 Perbandingan tegangan output boost converter tanpa beban dan dengan beban

No Load	10 K	100 K	470 K	1 M
137.3	37.6	104.4	136.1	136.7

4.1.2 Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100 V

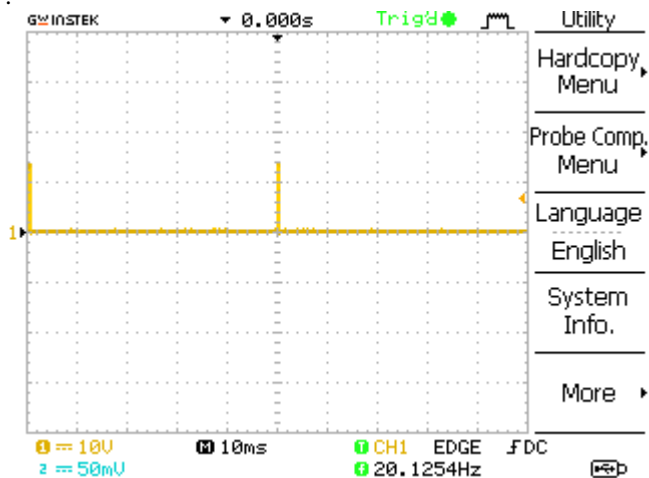
Pengujian rangkaian pembangkit pulsa dilakukan dengan menghubungkan *output boost converter* dengan rangkaian pembangkit pulsa. Pada pengujian ini, rangkaian pembangkit pulsa mendapatkan *input* PWM dari mikrokontroler STM32F4. PWM ini dibagi menjadi dua, yaitu PWM untuk *boost converter* sebesar 20 KHz, serta PWM untuk pembangkit pulsa sebesar 20 Hz. Pada pengujian ini, *output* dari *boost converter* menjadi *input* pada rangkaian pembangkit pulsa.



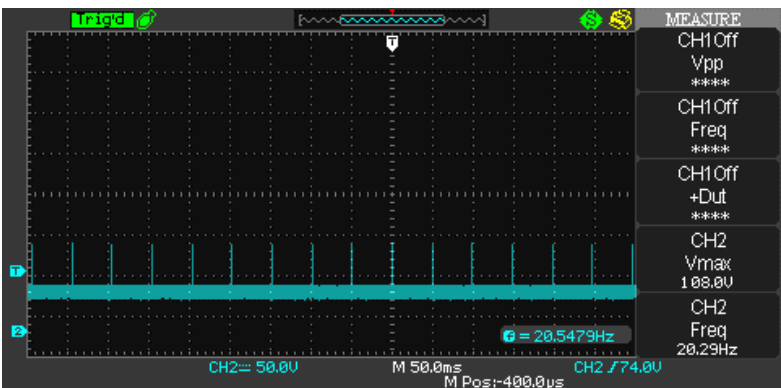
Gambar 4.4 Metode pengukuran tegangan pembangkit pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100V

Berdasarkan percobaan ini, didapatkan nilai PWM 20 Hz sebagai *input* dari rangkaian pembangkit pulsa. Pulsa ini memiliki frekuensi 20 Hz, dengan lebar pulsa 200 μ S, serta amplitudo 3,3 V. Pada saat rangkaian pembangkit pulsa telah mendapatkan *input* dari *boost converter*,

dilakukan pengukuran pulsa menggunakan osiloskop dan didapatkan pulsa dengan frekuensi 20 Hz, dengan lebar pulsa 200 μ S, serta amplitudo 150 V.



Gambar 4. 5 Pulsa 200 μ S dan frekuensi 20 Hz, input PWM rangkaian pembangkit pulsa

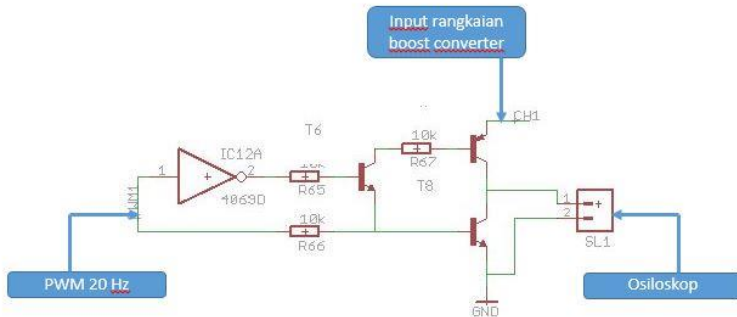


Gambar 4.6 Pulsa 200 μ S, frekuensi 20 Hz, tegangan 150V pada output rangkaian pembangkit pulsa

4.1.3 Pengujian Rangkaian Driver Channel

Pengujian rangkaian *driver channel* dilakukan dengan menggabungkan kedua rangkaian sebelumnya, yakni rangkaian boost

converter serta rangkaian pembangkit pulsa. Pengujian ini bertujuan untuk melihat output dari driver channel terhadap input dari mikrokontroller STM32F4. Pada pengujian ini rangkaian diberikan tegangan input dari rangkaian boost converter. Output dari driver channel selanjutnya diukur menggunakan osiloskop.

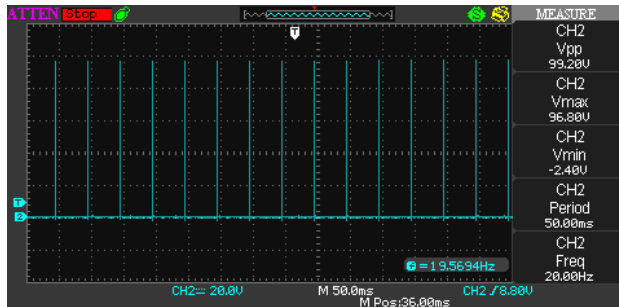


Gambar 4. 7 Metode pengujian driver channel

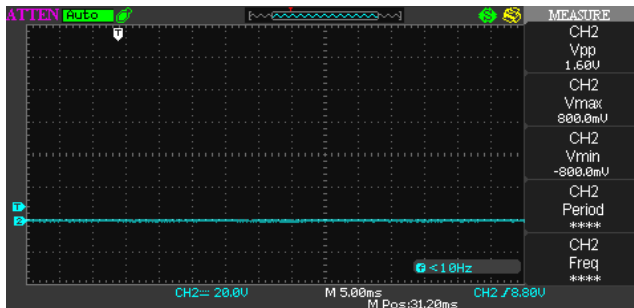
Pada gambar 4.8, ditunjukkan bahwa rangkaian ini menggunakan IC4069 yang berfungsi sebagai inverter. Hal ini disebabkan karena rangkaian ini bertujuan untuk mencegah adanya tegangan dan arus balik dari output rangkaian pembangkit pulsa yang masuk ke dalam mikrokontroller. Rangkaian PG sendiri memiliki tegangan maksimal hingga 100V. IC ini memiliki prinsip kerja *active low*, sehingga ketika posisi channel berada atau memiliki nilai 0 maka IC ini akan aktif dan memberikan tegangan *output* 100V pada *stimulator* dan begitu pula sebaliknya.

Tabel 4. 3 Tabel perbandingan kondisi Channel, IC4069D dan *Output* SL3

Channel output	4069D output	Output SL3
0(0V)	1(3,3V)	100V
1(3,3V)	0(0V)	0V



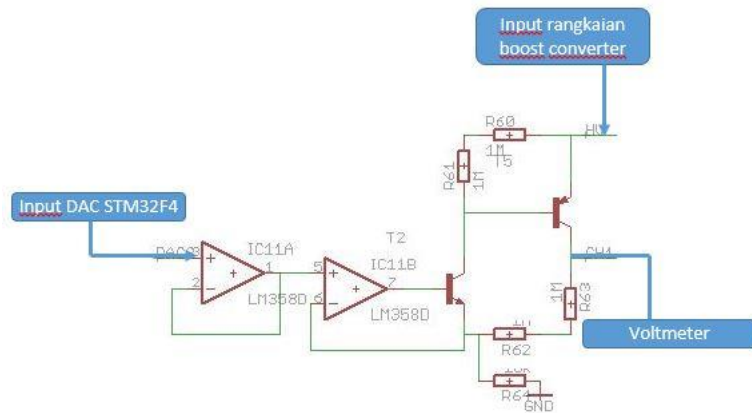
Gambar 4. 8 Output pada SL3 ketika *channel* bernilai 0(0V)



Gambar 4. 9 Output pada SL3 ketika *channel* bernilai 1(3,3V)

4.1.4 Pengujian DAC STM32F4

Pengujian DAC STM32F4 dilakukan dengan menggabungkan rangkaian *boost converter* dengan rangkaian *amplitude regulator*. Metode pengujian DAC STM32F4 ditunjukkan pada gambar 4.11. Pada pengujian ini, rangkaian *amplitude regulator* mendapatkan *input* dari *boost converter* serta dari DAC STM32F4. *Output* dari DAC kemudian diukur menggunakan voltmeter dan digunakan untuk mendapatkan perubahan nilai DAC terhadap tegangan *output*.



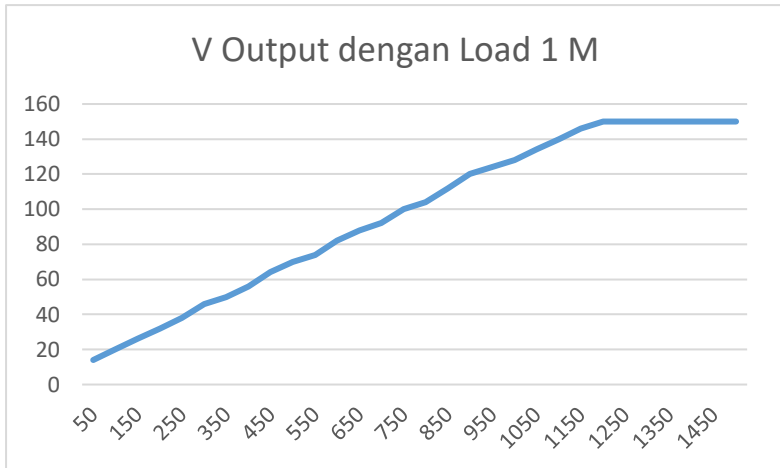
Gambar 4.10 Metode pengujian DAC STM32F4

Pada pengujian ini, digunakan nilai DAC dari 0 hingga 1500. Pencatatan nilai *output* dilakukan pada setiap perubahan DAC senilai 50. Dari hasil perubahan tegangan didapatkan rata-rata perubahan nilai DAC sebesar 5,913 Volt setiap 50 nilai DAC.

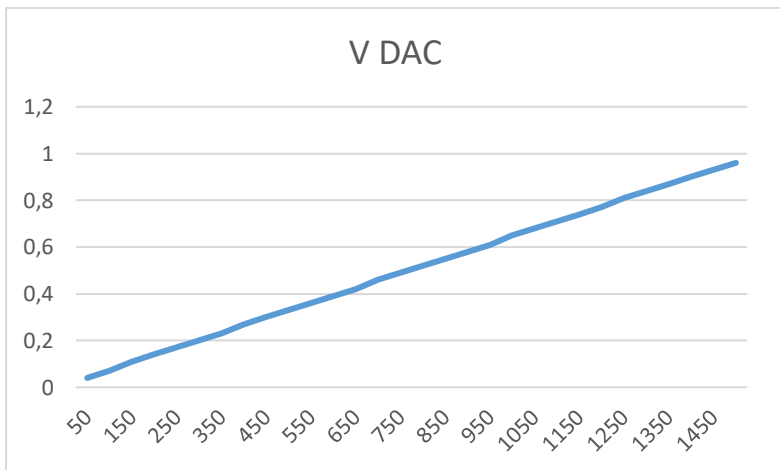
Tabel 4.4 Tabel perbandingan nilai DAC terhadap output FES

DAC	V DAC	V output dengan Load 1 M
0	0,0	8
50	0,04	14
100	0,07	20
150	0,11	26
200	0,14	32
250	0,17	38
300	0,20	46
350	0,23	50
400	0,27	56
450	0,30	64

500	0,33	70
550	0,36	74
600	0,39	82
650	0,42	88
700	0,46	92
750	0,49	100
800	0,52	104
850	0,55	112
900	0,58	120
950	0,61	124
1000	0,65	128
1050	0,68	134
1100	0,71	140
1150	0,74	146
1200	0,77	150
1250	0,81	150
1300	0,84	150
1350	0,87	150
1400	0,90	150
1450	0,93	150
1500	0,96	150



(a)



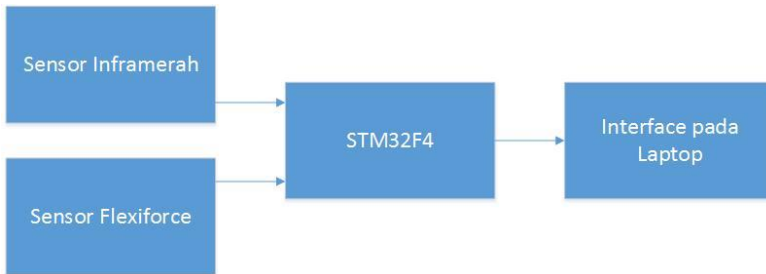
(b)

Gambar 4.11 Grafik perbandingan antara (a) nilai DAC terhadap tegangan *output amplitude regulator* dengan load 1 M Ohm, dan (b) nilai DAC terhadap tegan *input amplitude regulator*

4.2 Pengujian Sensor

4.2.1 Pengujian Sensor Inframerah dan Flexiforce

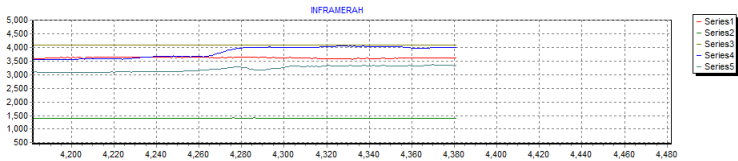
Pengujian sensor inframerah dan flexiforce dilakukan dengan menghubungkan sensor pada *gloves* dengan *driver* sensor. *Driver* sensor inframerah berisikan rangkaian *pulldown* untuk inframerah serta fotodioda. Pengujian ini bertujuan untuk mendapatkan karakteristik dasar sensor inframerah serta flexiforce untuk dibandingkan dengan kebutuhan sistem. Metode pengujian sensor ditunjukkan pada gambar 4.11. Pada rangkaian ini, sebelum sensor digunakan, sumber diolah oleh regulator LM317 untuk mengubah tegangan dari 5V menjadi 3,07V. Hal ini disebabkan karena tegangan maksimum yang dapat diterima oleh ADC STM32 sebesar 3,3 Volt.



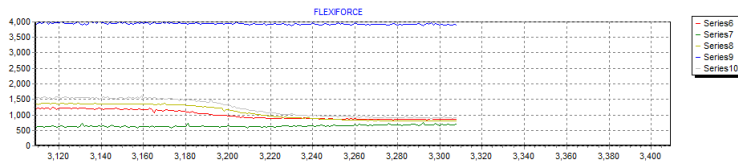
Gambar 4.12 Metode pengujian sensor

Pada *driver* sensor, digunakan rangkaian *common source*. Hal ini disebabkan karena arus yang didapatkan dari STM32F4 tidak cukup besar, sehingga untuk memperkecil penggunaan sumber dari STM32 digunakan sumber dari baterai. Berdasarkan hasil pengujian yang dilakukan, didapatkan karakteristik sensor inframerah serta flexiforce. Dari percobaan ini, diketahui sensor inframerah TCRT 5000 memiliki sensitivitas yang tinggi pada kisaran jarak 5 cm hingga 0 cm. Dengan karakteristik ini, sensor ini sesuai dengan kebutuhan kegiatan menggenggam, karena jarak antara ujung jari dengan objek umumnya tidak terlalu besar, sehingga untuk penggunaan sensor diperlukan yang memiliki sensitivitas tinggi pada jarak dekat. Namun, sensor inframerah juga memiliki kekurangan karena besarnya kemungkinan munculnya *noise* yang mengakibatkan turunnya sensitivitas dari sensor inframerah tersebut.

Sementara itu, sensor flexiforce memiliki perbedaan nilai resistansi yang tidak terlalu besar, sedang resistansi saat sensor flexiforce tidak digunakan sebesar 10 K, sedangkan saat sensor digunakan resistansi dapat berubah dari 0 hingga 20 K. Dengan perubahan resistansi yang tidak terlalu besar ini mengakibatkan perubahan nilai yang dibaca oleh ADC tidak terlalu besar.



Gambar 4.13 Hasil ADC Sensor Inframerah



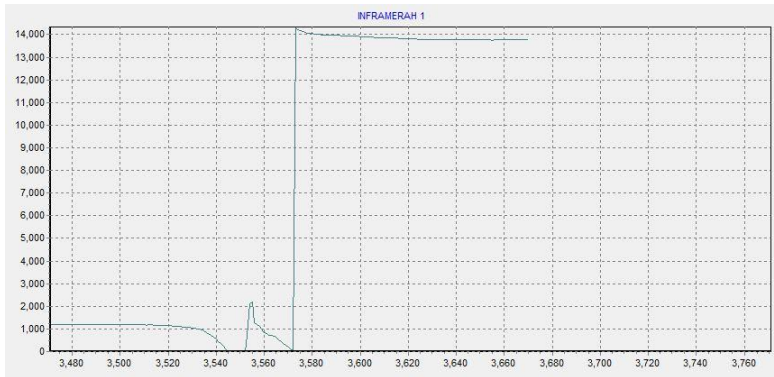
Gambar 4.14 Hasil ADC Sensor Flexiforce

4.2.2 Pengujian Sensor Inframerah dan Flexiforce dengan menggunakan *Moving Average Filter*

Pada pengujian sensor menggunakan *moving average filter*, proses *filtering* dilakukan pada mikrokontroller. Hal ini bertujuan supaya sistem tetap dapat digunakan meskipun tanpa adanya laptop atau komputer sebagai *user interface*. Hasil dari proses filter digital selanjutnya dikirimkan menuju laptop dengan komunikasi serial. Data kemudian tampilan pada delphi7.



Gambar 4.15 Metode pengujian *moving average filter*



Gambar 4.16 Hasil *moving average filter* pada ADC

Berdasarkan hasil *moving average filter* tersebut, didapatkan hasil data sensor yang lebih stabil serta lebih menunjukkan adanya perbedaan antara adanya objek dengan tidak adanya objek. Hal ini sangat membantu dalam penentuan *threshold* nilai ADC, karena dengan permukaan objek yang tidak rata, hasil penerimaan sensor cenderung tidak stabil, namun dengan penggunaan filter ini, nilai yang diterima oleh ADC dari STM32 lebih stabil.

4.3 Pengujian Stimulator dan Sensor dengan metode *fuzzy* pada Subyek Normal

Pengujian stimulator dengan metode *fuzzy* pada subjek normal merupakan percobaan keseluruhan sistem secara lengkap. Pada pengujian ini dihubungkan antara hasil *moving average filter* sensor yang telah didapatkan dengan *electrical stimulator*.



Gambar 4.17 Metode pengujian stimulator dengan metode *fuzzy* pada subjek normal

Sebelum dilakukan pengujian pada subjek, telah dilakukan proses fuzzifikasi pada sistem, sehingga pada nilai sensor tertentu, proses

pemberian stimulus pada inframerah akan berhenti. Namun, metode ini juga memiliki kelemahan karena yaitu adanya kemungkinan nilai *threshold fuzzy* tercapai pada saat jari belum sepenuhnya menggenggam objek, namun di sisi lain, *threshold* juga bisa belum tercapai meskipun saat itu sensor inframerah telah menyentuh objek



Gambar 4.18 Pengujian stimulator oleh subjek normal

Pada pengujian ini, dilakukan pemberian stimulus pada tendon otot *fleksor digitorum profundus*. Hasil dari pemberian stimulus ini berupa munculnya gerakan pada jari tangan. Dengan pemberian stimulus pada otot ini, memberikan kelebihan mudahnya sistem untuk digunakan karena letak tendon otot yang cukup terbuka, sehingga orang awam dapat menggunakan tanpa khawatir memberikan stimulus pada otot yang salah.

Selain itu dilakukan pengujian sistem pada beberapa orang subjek dan beberapa objek. Terdapat tiga objek yang diujikan pada percobaan ini, yaitu :

- Objek 1 : Botol lem dengan diameter 3 cm dan tinggi 11 cm
- Objek 2 : Botol cabe bubuk dengan diameter 4,3 dan tinggi 11,3 cm
- Objek 3 : Botol oli dengan diameter 4,8 cm dan tinggi 12 cm
- Objek 4 : Botol bedak dengan diameter 5,1 cm dan tinggi 11 cm
- Objek 5 : Botol pylox dengan diameter 6,5 cm dan tinggi 17 cm
- Objek 6 : Gelas kecil dengan diameter 7 cm dan tinggi 6,5 cm
- Objek 7 : Gelas besar dengan diameter 10 cm dan tinggi 9,5 cm

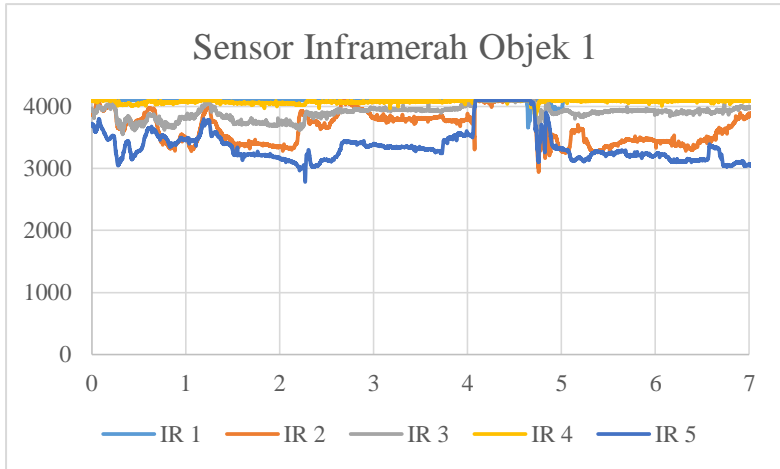
Dari seluruh objek tersebut dilakukan plotting dan analisa data dari sensor inframerah, sensor flexiforce, serta nilai boost converter.



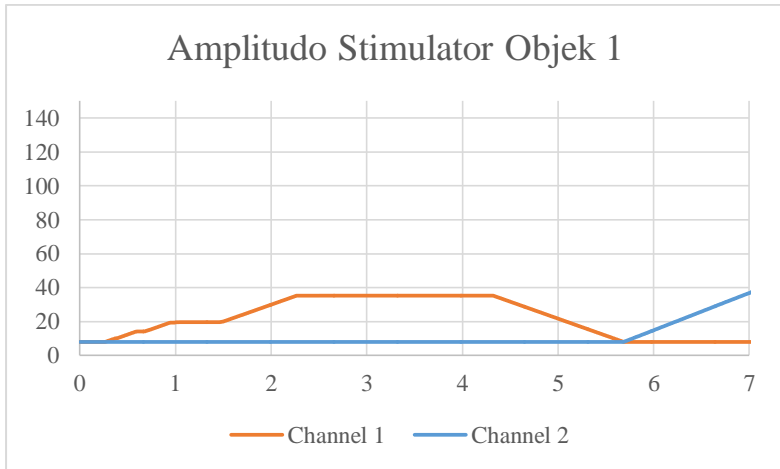
Gambar 4.19 Perbandingan objek pengujian

4.3.1 Pengujian Sistem dengan Objek 1

Berdasarkan pengujian ini, didapatkan bahwa nilai inframerah cukup berpengaruh terhadap kenaikan nilai tegangan amplitudo stimulator, walaupun hasil yang didapatkan kurang maksimal. Namun pada percobaan ini terdapat kesulitan untuk mendeteksi keberadaan objek. Hal ini disebabkan karena ukuran objek yang terlalu kecil, sedangkan jarak deteksi puncak sensor TCRT5000 terletak pada 2,5 mm, sehingga sering kali sensor membaca tidak terdapat objek yang terletak di depan sensor jarak. Selain itu, pada percobaan menggunakan objek ini, hasil genggamannya kurang erat. Hal ini disebabkan karena diameter objek yang lebih kecil dibanding genggamannya hasil stimulator maksimal FES. Akibatnya, pada saat objek diangkat, objek terlepas dari genggamannya.



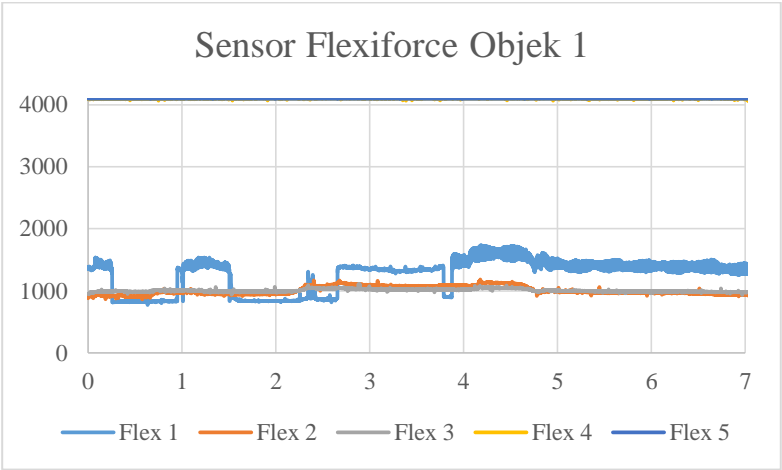
Gambar 4.20 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 1



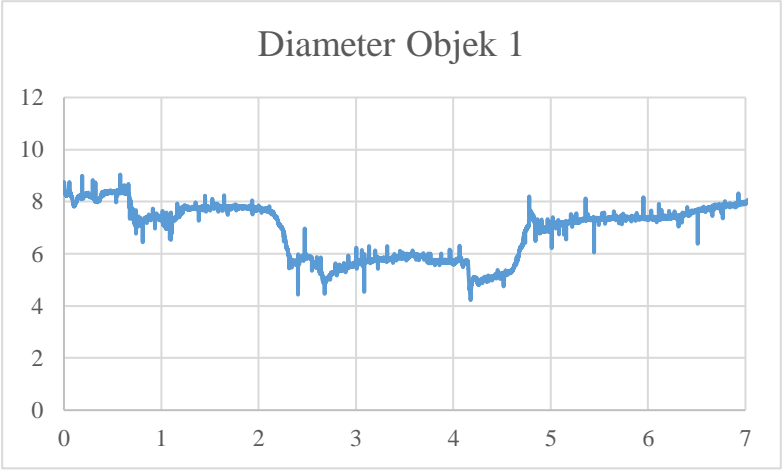
Gambar 4.21 Output amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 1

Sementara itu, sensor flexiforce pada pengujian ini kurang menunjukkan nilai diameter objek. Hal ini disebabkan oleh ukuran objek yang kecil, sehinggaenggaman cenderung dilakukan di ujung jari, dan mengakibatkan pembacaan nilai diameter mirip dengan hasil genggaman

pada objek yang berukuran lebih besar. Dalam penelitian ini objek dianggap berukuran 6 cm.



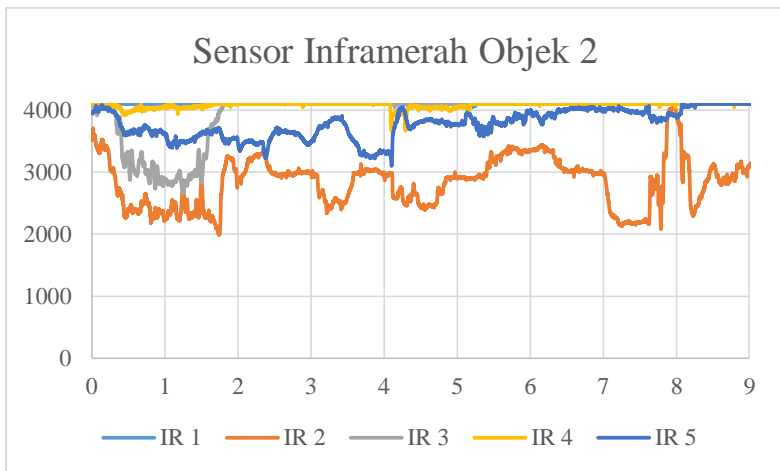
Gambar 4.22 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 1



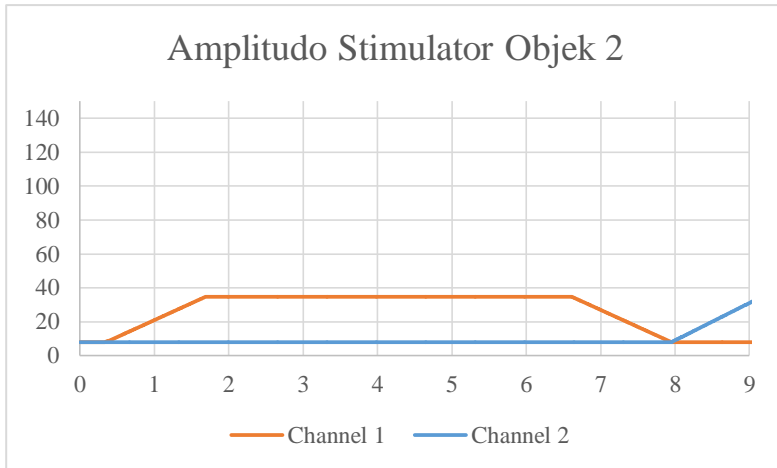
Gambar 2.23 Output diameter pada pengujian dengan objek 1

4.3.2 Pengujian Sistem dengan Objek 2

Pada pengujian dengan objek 2, tampak bahwa kinerja controller fuzzy kurang maksimal pada percobaan ini. Hal ini ditunjukkan pada grafik kenaikan nilai amplitudo stimulator yang menunjukkan kenaikan yang lambat, namun pada bagian akhir terjadi kenaikan nilai amplitudo stimulator yang cukup tinggi. Hal ini menunjukkan adanya kesulitan dari sensor saat akan mendeteksi keberadaan objek, karena ukuran objek yang masih cenderung kecil. Selain itu, permukaan objek yang dilapisi oleh plastik mengakibatkan objek cenderung licin sehingga mudah terlepas saat digenggam.

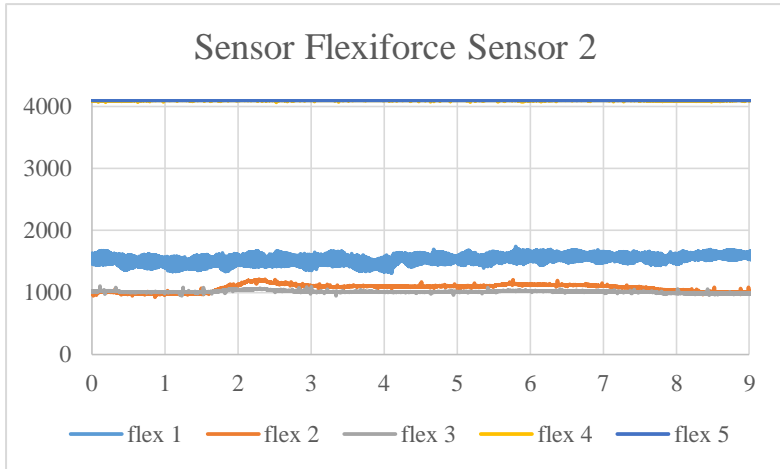


Gambar 4.24 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 2

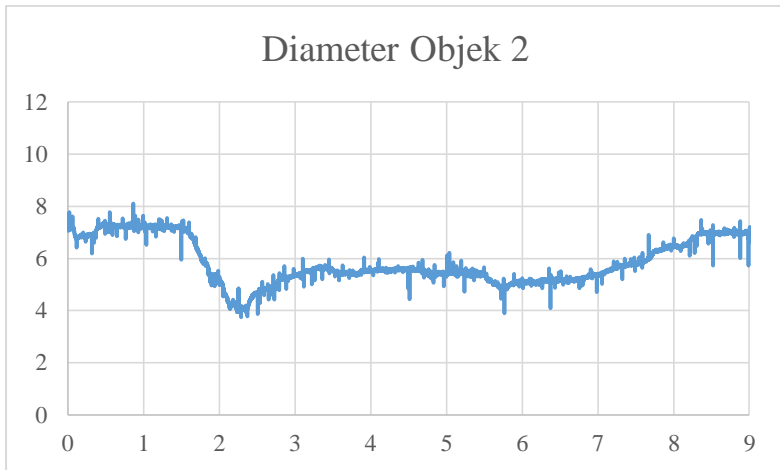


Gambar 4.25 *Output* amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 2

Diameter pada pengujian ini cukup mendekati nilai diameter yang sebenarnya, namun pada beberapa percobaan, akibat permukaan yang licin, pengenggaman harus dilakukan di ujung jari, sehingga pembacaan diameter tidak sesuai dengan nilai sebenarnya.



Gambar 4.26 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 2

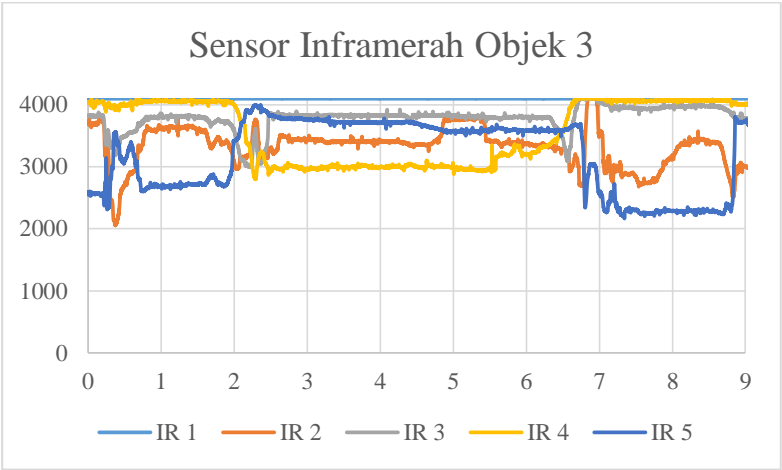


Gambar 4.27 Output diameter pada pengujian dengan objek 2

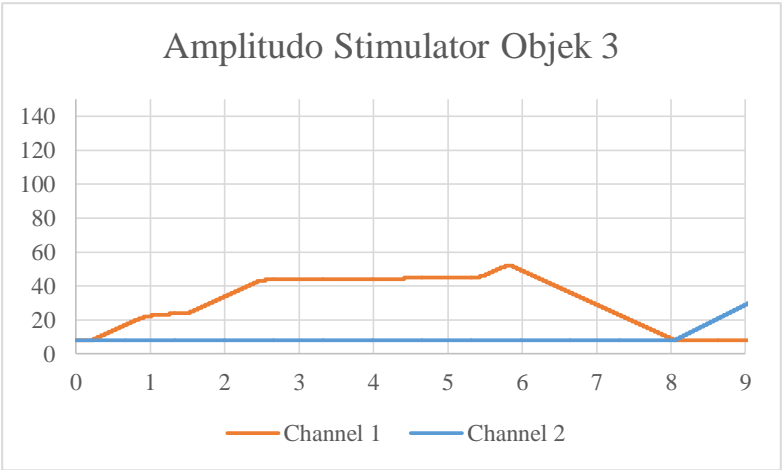
4.3.3 Pengujian Sistem dengan Objek 3

Pada pengujian sistem dengan objek 3, didapatkan hasil kenaikan nilai amplitudo stimulator sesuai dengan kontroler fuzzy yang disusun.

Hal ini ditunjukkan oleh kenaikan nilai amplitudo stimulator yang sebanding dengan nilai pada grafik sensor inframerah objek.



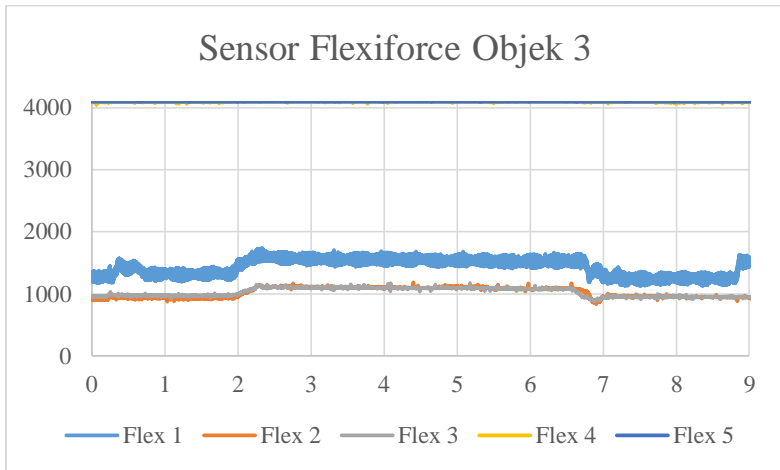
Gambar 4.28 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 3



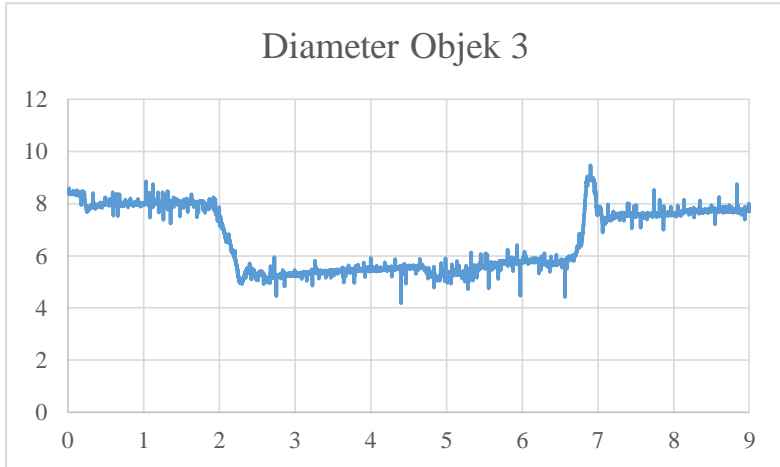
Gambar 4.29 Output amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 3

Hasil pembacaan sensor flexiforce pada percobaan ini juga cukup mewakili nilai diameter objek yang sebenarnya, yang ditunjukkan oleh

nilai perubahan diameter yang sebanding dengan nilai perubahan pembacaan sensor flexiforce



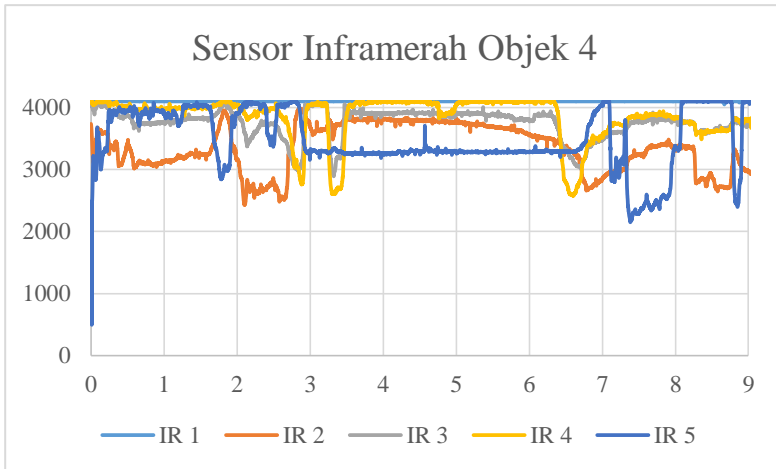
Gambar 4.30 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 3



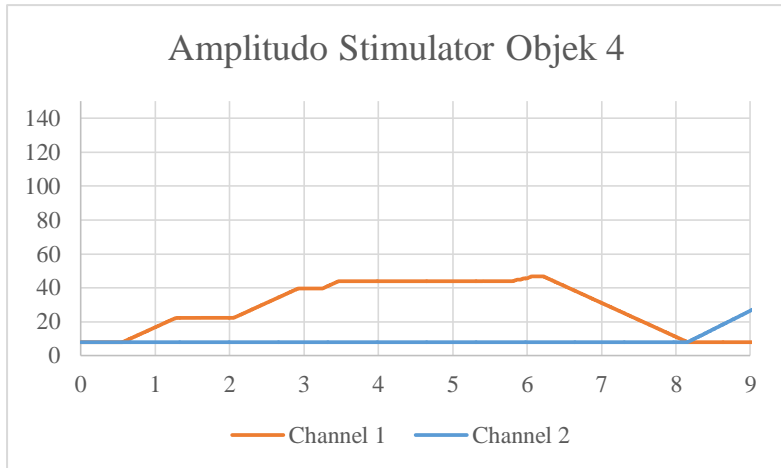
Gambar 4.31 Output diameter pada pengujian dengan objek 3

4.3.4 Pengujian Sistem dengan Objek 4

Berdasarkan pada pengujian dengan objek 4, didapatkan bahwa kenaikan nilai amplitudo stimulator sesuai dengan kontrolller fuzzy yang disusun. Hal ini ditunjukkan dengan kenaikan nilai amplitudo stimulator yang sebanding dengan kenaikan nilai sensor inframerah. Selain itu, pada grafik ini juga ditampakkan bahwa pada saat nilai amplitudo stimulator diturunkan, posisi tangan akan berubah menjadi posisi rileks dan selanjutnya perlahan membuka. Hal ini ditunjukkan oleh nilai sensor inframerah yang cenderung tidak terlalu berbeda dibanding kondisi saat diberikan stimulus. Pada percobaan ini juga ditunjukkan adanya perbedaan adanya perubahan nilai ADC inframerah, meskipun tidak terlalu besar, yang menunjukan adanya perubahan posisi jari tangan.

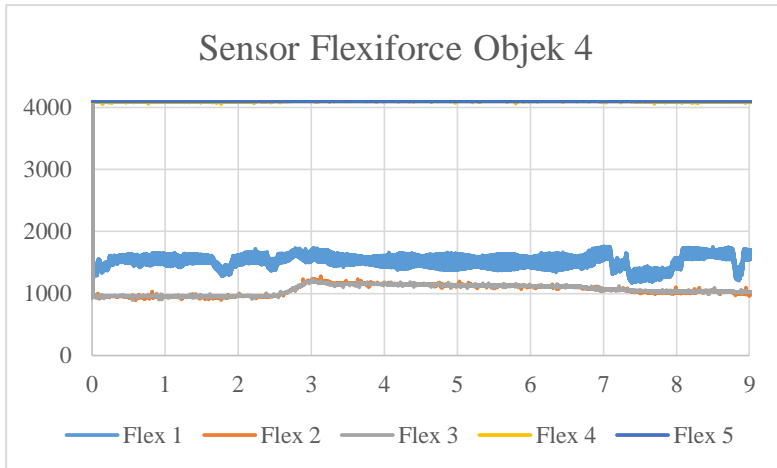


Gambar 4.32 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 4

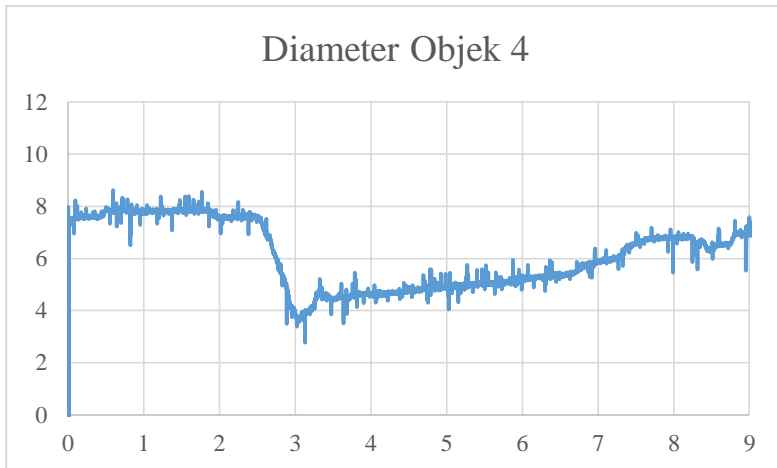


Gambar 4.33 Output amplitudo stimulus pada pengujian dengan objek 4

Pada pengujian ini didapatkan nilai amplitudo yang cukup tinggi sehingga menghasilkan gerakan genggaman yang lebih besar. Dari hasil gerakan yang lebih besar ini nilai diameter yang didapatkan lebih mendekati nilai ukuran objek sesungguhnya.



Gambar 4.34 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 4

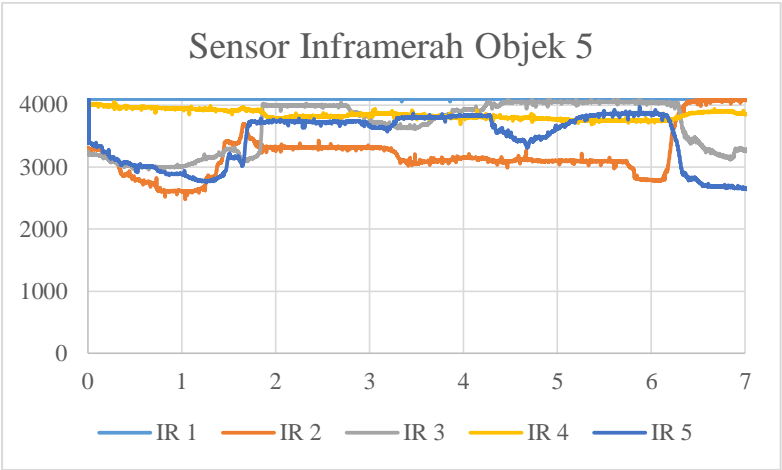


Gambar 4. 35 Output diameter pada pengujian dengan objek 4

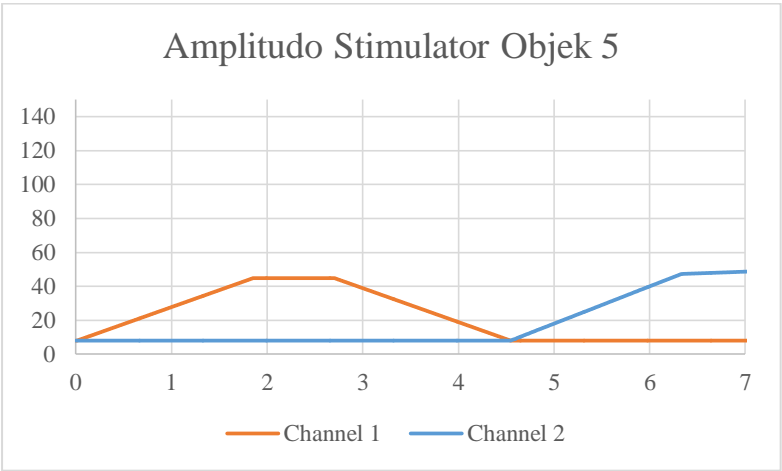
4.3.5 Pengujian Sistem dengan Objek 5

Pada pengujian ini, didapatkan nilai inframerah yang tidak mencapai nilai controller fuzzy. Hal ini ditunjukkan oleh nilai sensor yang belum mencapai nilai fuzzy namun tegangan amplitudo stimulus

diturunkan secara manual. Ketidakmampuan sensor TCRT5000 dalam mencapai nilai yang ditentukan disebabkan oleh ukuran objek yang cukup besar, sementara peletakan objek menempel dengan telapak tangan, sehingga gerakan yang dihasilkan oleh stimulator terhalang oleh objek.

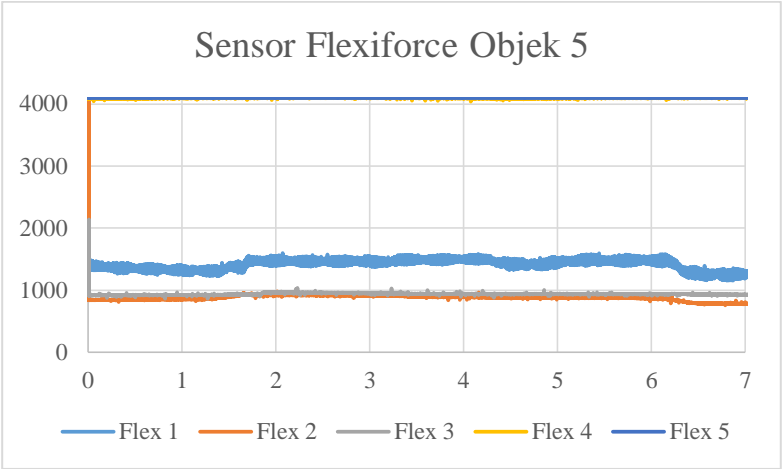


Gambar 4.36 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 5

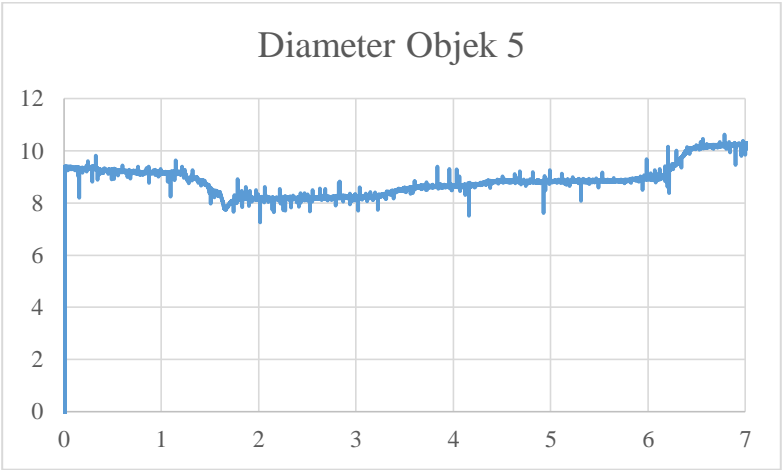


Gambar 4.37 Output amplitudo stimulus pada pengujian dengan objek 5

Sementara itu, hasil dari pengukuran sensor flexiforce menunjukkan diameter yang telah mendekati nilai diameter objek sesungguhnya. Hal ini menunjukkan genggamannya pada objek sudah cukup rapat meskipun nilai threshold controller tidak tercapai.



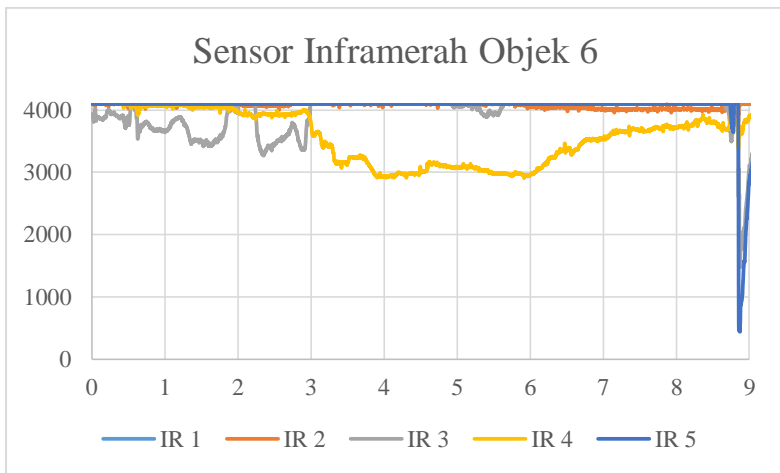
Gambar 4.38 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 5



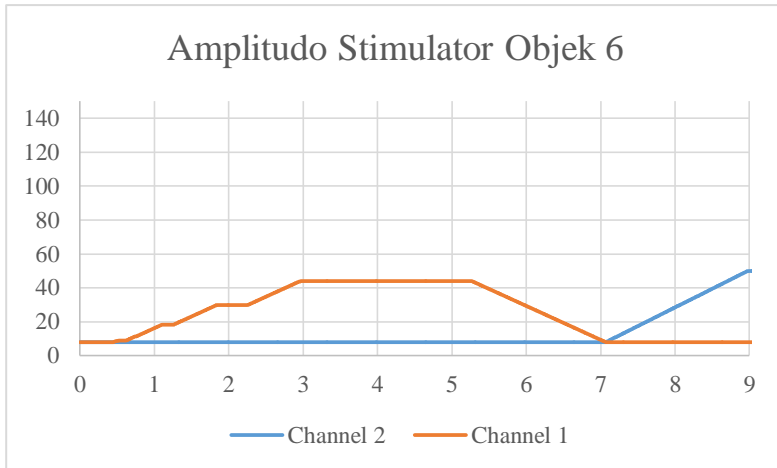
Gambar 4.39 Output diameter pada pengujian dengan objek 5

4.3.6 Pengujian Sistem dengan Objek 6

Pada pengujian ini didapatkan kenaikan nilai amplitudo stimulator yang sesuai dengan pengaturan kontroller fuzzy. Hal ini ditunjukkan dengan waktu berhentinya kenaikan nilai amplitudo stimulus yang hampir bersamaan dengan waktu nilai pembacaan sensor melewati threshold kontroller fuzzy. Namun pada pengujian ini didapatkan nilai maksimum amplitudo stimulator berhenti pada nilai 50 volt, karena objek yang berukuran besar mengakibatkan sensor inframerah mendeteksi jari tangan telah menempel dengan sempurna dengan objek saat jari belum benar-benar menggenggam dengan sempurna.

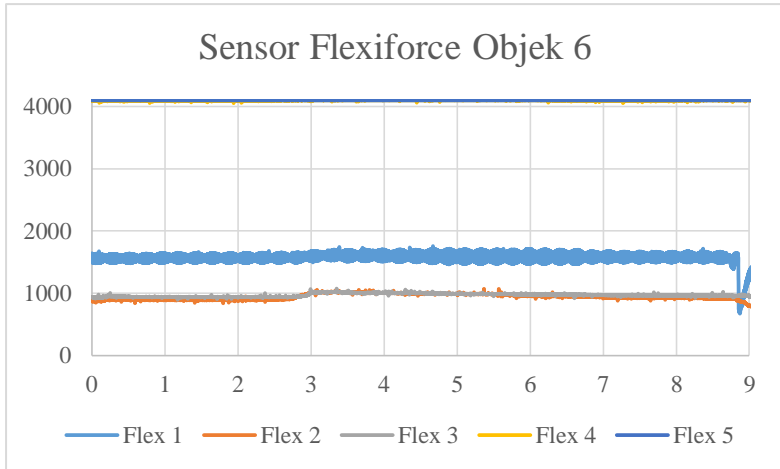


Gambar 4.40 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 6

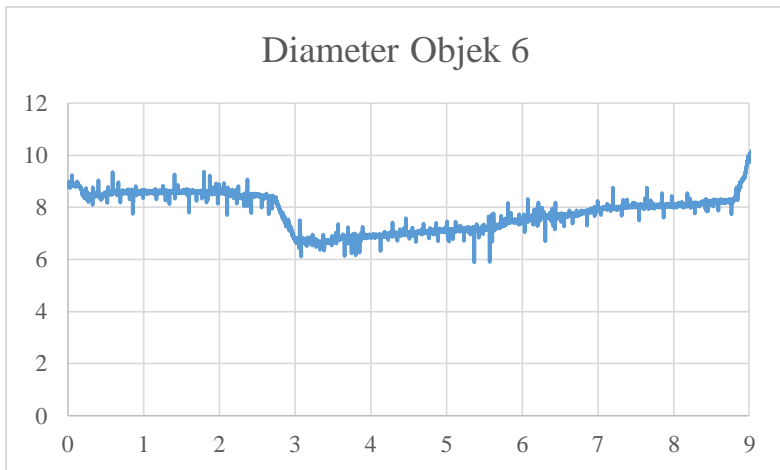


Gambar 4.41 Output amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 6

Berdasarkan grafik ukuran diameter objek, didapatkan nilai objek yang lebih besar dari ukuran sebenarnya. Hal ini disebabkan karena objek ditempatkan pada ujung jari karena ukuran objek yang terlalu besar untuk dapat digenggam saat subjek menggunakan gloves. Selain itu, pada pengujian ini didapatkan bahwa tinggi objek yang digenggam dapat mempengaruhi hasil genggam. Hal ini disebabkan karena dengan ukuran objek yang pendek dapat mengakibatkan adanya sensor yang tidak dapat menyentuh objek.



Gambar 4.42 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 6

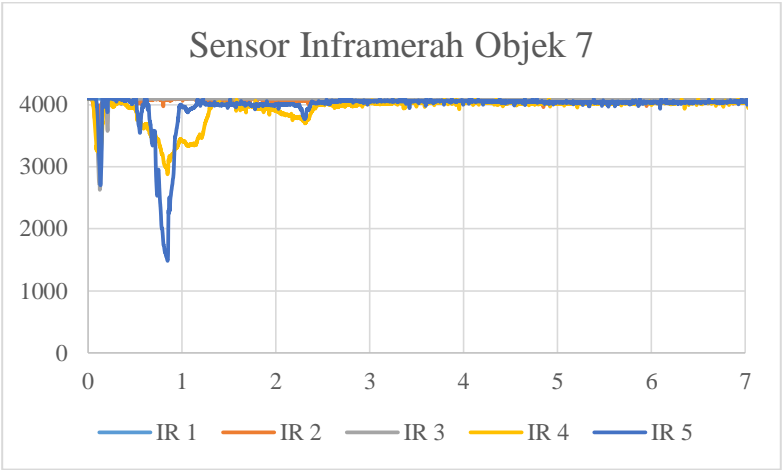


Gambar 4.43 Output diameter pada pengujian dengan objek 6

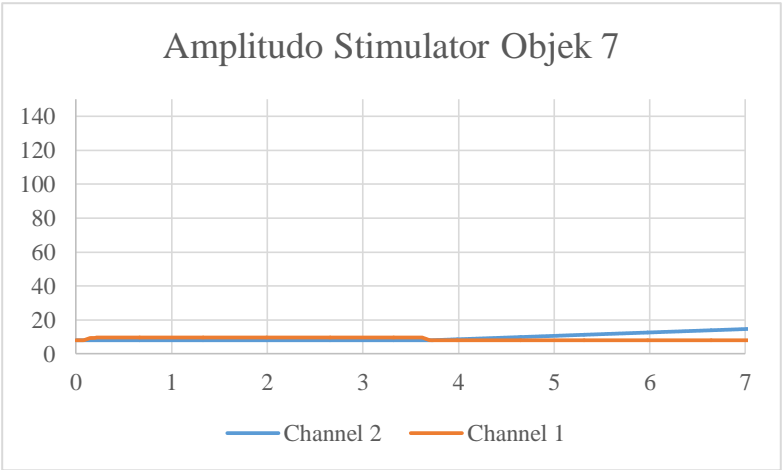
4.3.7 Pengujian Sistem dengan Objek 7

Pada pengujian ini didapatkan bahwa objek sama sekali tidak terbaca oleh sensor, sehingga sistem tidak dapat digunakan. Akibat dari ketidakmampuan sensor untuk membaca jarak antara sensor dengan objek

mengakibatkan FES tidak memberikan stimulus sama sekali kepada subjek.

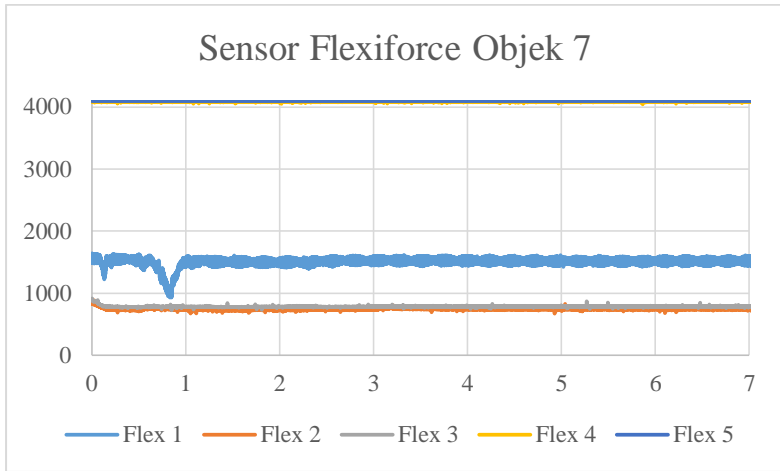


Gambar 4.44 Hasil sensor inframerah pada pengujian dengan objek 7

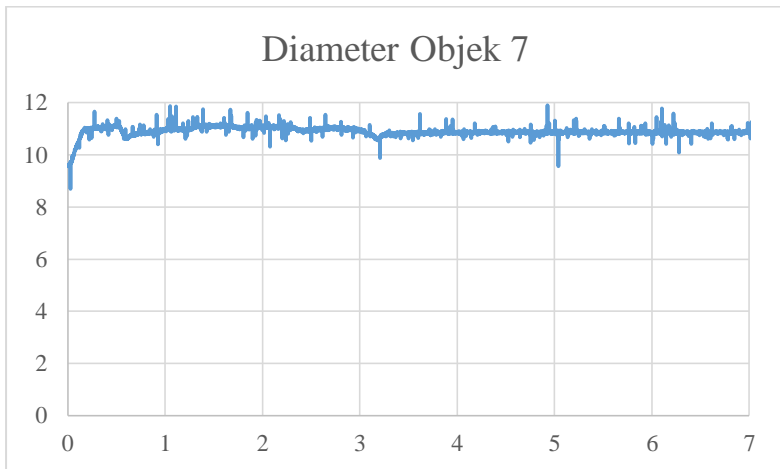


Gambar 4.45 Output amplitudo stimulator pada pengujian dengan objek 7

Sementara itu, berdasarkan pengukuran nilai sensor flexiforce, didapatkan nilai sensor flexiforce yang sesuai dengan ukuran objek sejak awal sistem dijalankan. Hal ini menunjukkan subjek dianggap telah menggenggam objek sejak awal pengujian.



Gambar 4.46 Hasil sensor flexiforce pada pengujian dengan objek 7



Gambar 4.47 Output diameter pada pengujian dengan objek 7

4.3.8 Pengujian dengan Subjek dan Objek Berbeda

Berdasarkan hasil pengujian, didapatkan bahwa desain penempatan sensor serta jenis permukaan objek sangat berpengaruh terhadap hasil menggenggam. Dengan penempatan sensor yang berada di ujung jari, subjek perlu menggunakan *gloves* sebagai media penempatan sensor. Penggunaan *gloves* ini dapat mengurangi area gerak subjek, sehingga objek bisa jadi terlepas dari genggamannya.

Selain itu, terdapat beberapa faktor yang dapat mempengaruhi efektifitas sistem yaitu,

- Kemampuan permukaan objek dalam memantulkan cahaya
Pada objek yang dapat memantulkan cahaya dengan baik, kenaikan nilai sensor jarak akan lebih terlihat, sehingga batas *threshold* pada controller fuzzy akan dapat tercapai dengan lebih mudah, sementara itu, pada objek yang memiliki permukaan yang menyerap cahaya akan menghasilkan nilai ADC sensor yang semakin mengecil saat objek menyentuh permukaan sensor, berkebalikan dengan pada objek yang memantulkan cahaya
- Ukuran objek
Ukuran objek merupakan faktor yang cukup penting pada sistem ini. Hal ini disebabkan karena pada penggunaan sistem diperlukan *gloves* untuk meletakkan sensor, sementara itu penggunaan *gloves* sendiri dapat mengurangi pergerakan tangan pengguna. Berdasarkan tujuh objek yang digunakan pada pengujian ini, didapatkan diameter minimal yang dapat dideteksi oleh sensor jarak sebesar 4,3 cm dan ukuran objek maksimum yang dapat dideteksi oleh sensor jarak sebesar 5,1 cm. Sementara itu, tinggi minimal objek yang dapat digunakan pada sistem ini sebesar 9,5 cm.
- Posisi menggenggam
Posisi menggenggam merupakan faktor yang penting dalam penentuan pembacaan ukuran objek. Hal ini disebabkan karena adanya perbedaan yang cukup besar pada nilai sensor flexiforce saat gerakan menggenggam objek diletakkan pada ujung jari dibanding dengan menempel pada permukaan tangan. Akibat dari perbedaan nilai sensor flexiforce ini adalah pembacaan nilai diameter objek yang cenderung berbeda satu sama lain.
- Ukuran otot subjek

Ukuran otot subjek merupakan faktor yang menentukan tingginya nilai stimulus yang diberikan FES kepada pengguna. Hal ini. Pada saat subjek memiliki ukuran otot yang cukup besar, nilai stimulus yang diperlukan untuk menggerakkan tangan semakin tinggi. Sebaliknya, pada subjek yang memiliki ukuran otot yang tidak terlalu besar, nilai tegangan stimulus yang diperlukan untuk menggerakkan jari tangan lebih kecil. Hal ini disebabkan karena semakin besar ukuran otot akan mengakibatkan nilai resistansi tubuh yang lebih besar.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Pada penelitian ini sensor jarak dan sensor gaya memiliki fungsi masing-masing. Sensor jarak berfungsi untuk memastikan subjek telah menggenggam objek dengan rapat. Sementara itu sensor gaya berfungsi untuk meningkatkan persepsi genggaman subjek. Hasil dari penggabungan kedua sensor tersebut didapatkan hasil genggaman yang cukup akurat dan dengan bantuan sensor gaya dapat meningkatkan persepsi genggaman pengguna.

Moving average filter merupakan filter yang sesuai untuk sensor pada sistem ini. Hal ini disebabkan karena nilai sensor yang cenderung sederhana, sehingga dapat menggunakan sensor yang cukup sederhana. Namun pada pengaplikasiannya sensor inframerah, sebagai sensor yang dianggap sesuai dengan sensor ini, memiliki *noise* yang cukup besar dari adanya distraksi cahaya luar, sehingga pada pengaplikasiannya perlu ditentukan *threshold* yang paling sesuai yang dapat mengurangi pengaruh *noise* dari cahaya luar.

Pada pemberian stimulus kepada subjek, diperlukan tegangan yang berbeda-beda antar subjek. Hal ini disebabkan karena adanya perbedaan ukuran otot antar subjek yang dapat mengakibatkan perbedaan nilai resistansi. Selain itu, terdapat faktor-faktor lain yang dapat memengaruhi pembacaan sensor, yakni ukuran objek, kemampuan objek untuk memantulkan cahaya yang diterima, posisi genggaman, serta ukuran otot subjek.

5.2 Saran

Pada penelitian selanjutnya, sebaiknya ditambahkan sensor lainnya, yakni sensor tekan dan sensor berat. Hal ini disebabkan terdapat faktor lainnya yang dapat mempengaruhi kekuatan genggaman, yaitu berat benda serta tekanan dari jari tangan saat menggenggam objek. Selain dengan menambahkan sensor tersebut, perlu dilakukan pengujian terhadap jenis sensor jarak dan sensor gaya lainnya. Hal itu disebabkan karena sensor TCRT5000 memiliki jarak kerja puncak pada jarak 2,5 mm, yang cukup kecil untuk mendeteksi objek yang berukuran kecil.

Selain itu, pada pengembangan selanjutnya sebaiknya juga dilakukan untuk gerakan menggenggam lainnya yang dapat divariasikan dengan objek sehari-hari lainnya.

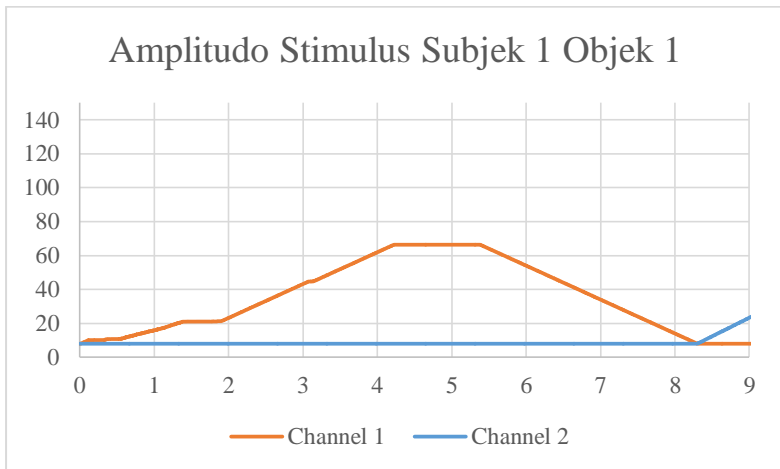
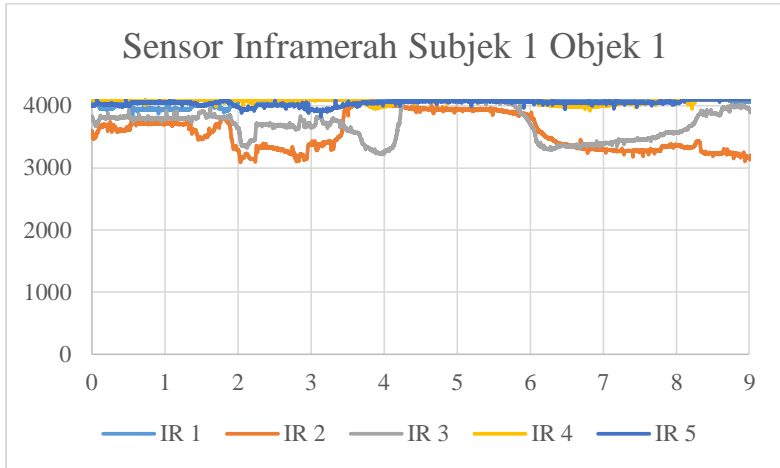
DAFTAR PUSTAKA

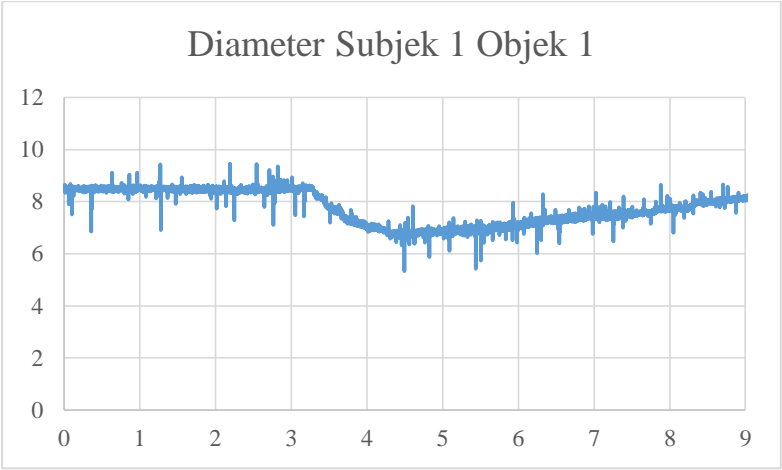
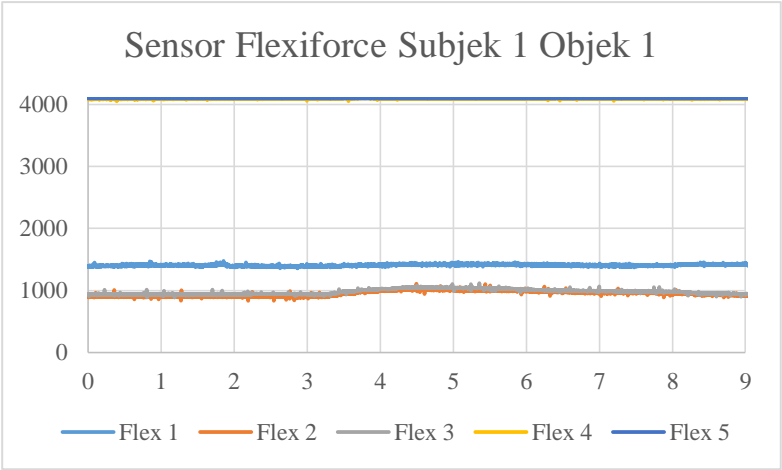
- [1] Anonim.tanpa tahun.Functional Electrical Stimulation.<https://nrx.northwestern.edu/research/functional-electrical-stimulation>
- [2] Anonim.September 2011.Sensor Gaya, Strain Gauge, & Load Cell<http://www.elektronikabersama.web.id/2011/09/sensor-gaya-strain-gauge-load-cell.html>
- [3] Anonim.2016.Mamdani : Metode Inferensi Fuzzy Terpopuler.<http://www.automationid.com/2016/mamdani-metode-inferensi-fuzzy-terpopuler.html>
- [4] Anonim.2011.Sistem Koordinasi : Saraf (1).<http://biologimediacentre.com/sistem-koordinasi-saraf-1/>
- [5] Anonim.tanpa tahun.What is Functional Electrical Stimulation.<https://www.christopherreeve.org/living-with-paralysis/rehabilitation/functional-electrical-stimulation>
- [6] Arief.2013.Metode Mamdani.<http://informatika.web.id/metode-mamdani.htm>
- [7] Arrofiqi, Fauzan.2015.“Pengembangan Perangkat *Wearable* untuk Pengukuran Gerakan Manusia dan Rehabilitasi Kemampuan Berjalan Menggunakan *Functional Electrical Stimulation System*”.Thesis:Surabaya
- [8] Axelgaard.2017.<https://www.axelgaard.com/Education>
- [9] Badan Kesehatan RI.2014.Situasi Kesehatan Jantung:Jakarta
- [10] ChavezGuevara, Daniela, etc.2013.Robotic Exoskeleton System Controlled by Kinect and Haptic Sensors for Physical Therapy.29th Southern Biomedical Engineering Conference
- [11] Efsthathiou, Constantinos.tanpa tahun.Signal Smoothin Algorithm.http://195.134.76.37/applets/AppletSmooth/App1_Smooth2.html
- [12] Feix, Thomas.2016.The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types:IEEE Transactions on Human-Machine Systems
- [13] Groza, Horatiu. 2007. Assistive Device for Grasping Using Functional Electrical Stimulation:Romania

- [14] Kliksma. Desember 2014. Mekanisme Kontraksi Otot. <http://kliksma.com/2014/12/mekanisme-kontraksi-otot.html>
- [15] Kliksma. April 2015. Otot Ekstrinsik pada Pergelangan Tangan dan Tangan. <http://kliksma.com/2015/04/otot-ekstrinsik-pada-pergelangan-tangan-dan-tangan.html>
- [16] Konstantinova, Jelizaveta, etc. 2013. Force and Proximity Fingertip Sensor to Enhance Grasping Perception. 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS):Hamburg
- [17] Mohammadi, Mostafa, etc. 2016 Fingertip Force Estimation via Inertial and Magnetic Sensors in Deformable Object Manipulation. HAPTICS SYMPOSIUM '16: Philadelphia
- [18] Musbikhin. Maret 2011. Pengertian Sensor dan Macam-macam Sensor. <http://www.musbikhin.com/pengertian-sensor-dan-macam-macam-sensor>
- [19] Putz, Reinhard, etc. 2006. Sobotta Atlas of Human Anatomy Volume I 14th Edition. Urban & Fischer: Munich
- [20] Pubmed. tanpa tahun. Musculoskeletal System. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmedhealth/PMHT0027058/>
- [21] Salman, Afan Galih, Maret 2012. Pemodelan Dasar Sistem Fuzzy. <http://socs.binus.ac.id/2012/03/02/pemodelan-dasar-sistem-fuzzy/>
- [22] Widowati, Utami. 2015. 10 Penyakit Paling Mematikan di Indonesia. <http://www.cnnindonesia.com/gaya-hidup/20150513163407-255-53129/10-penyakit-paling-mematikan-di-indonesia/>

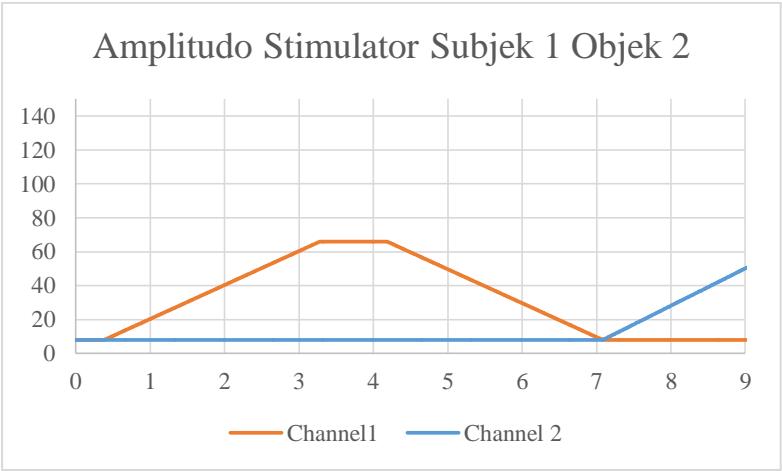
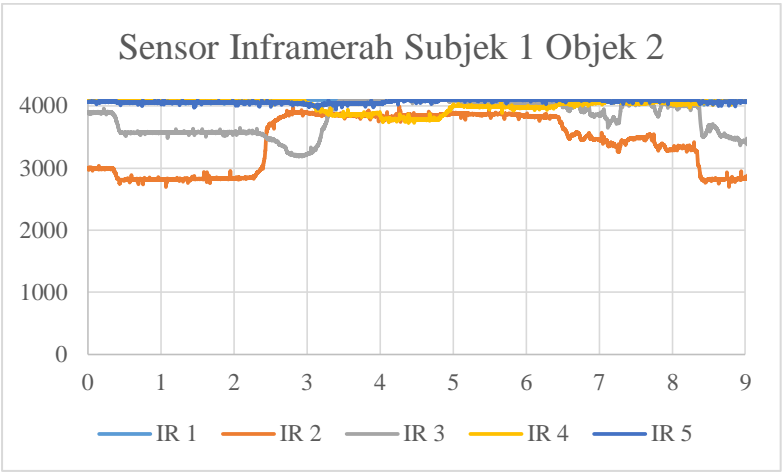
LAMPIRAN

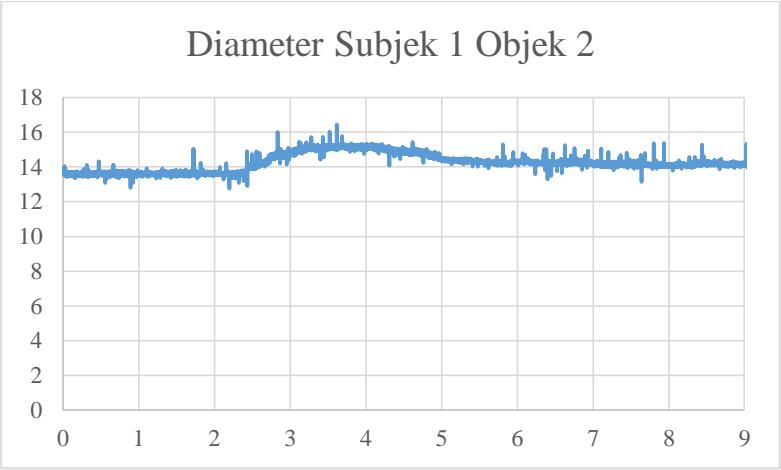
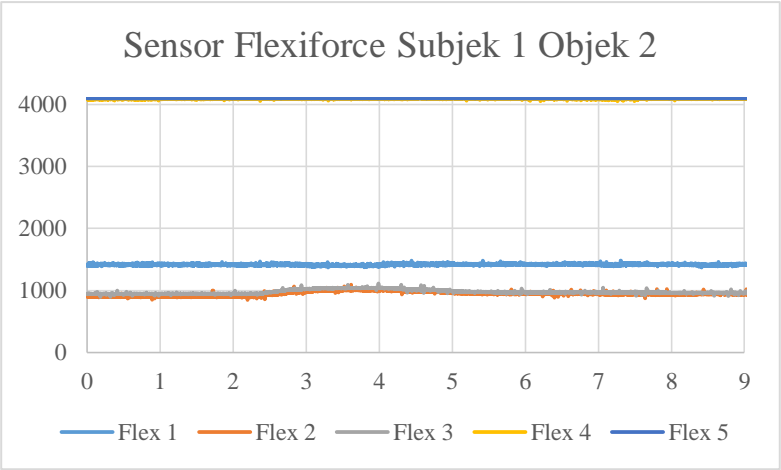
Pengambilan data pada subjek 1 objek 1



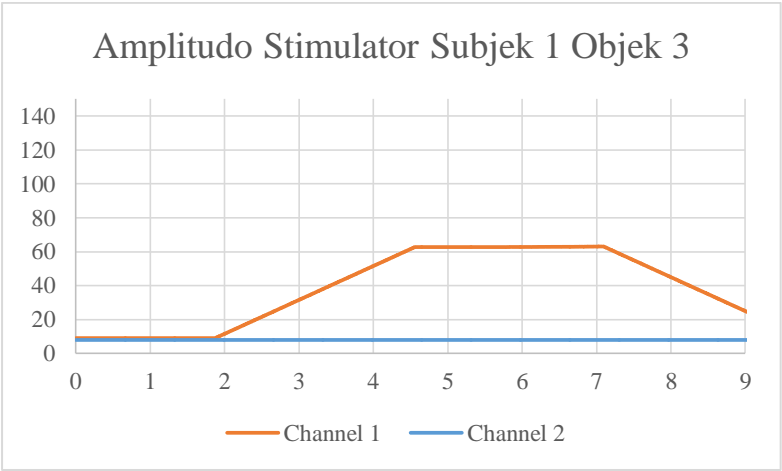
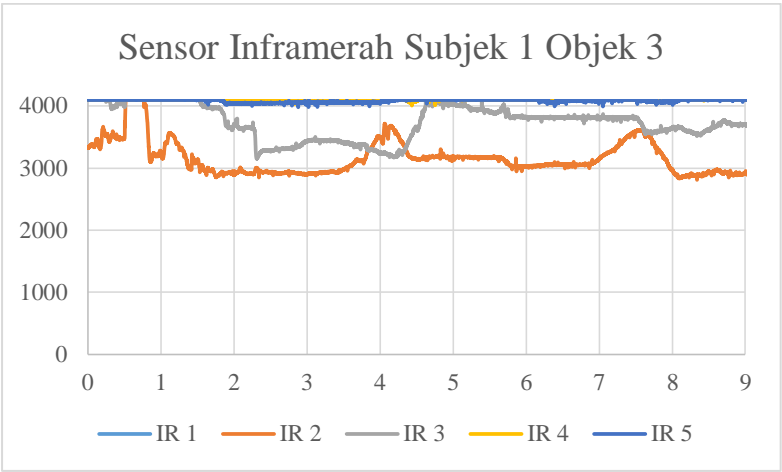


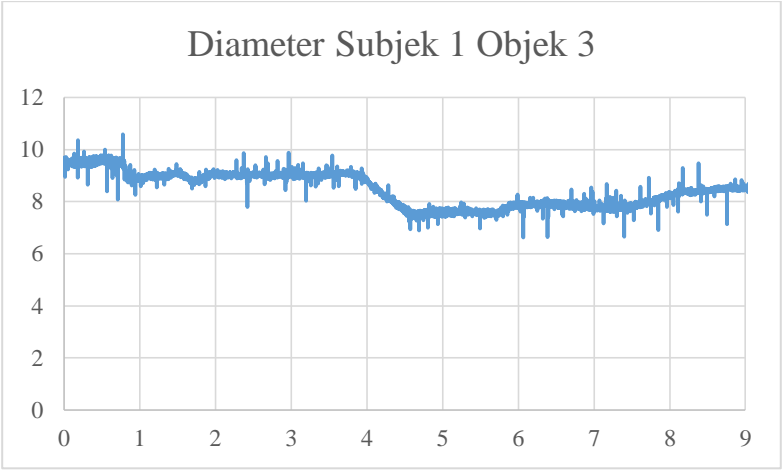
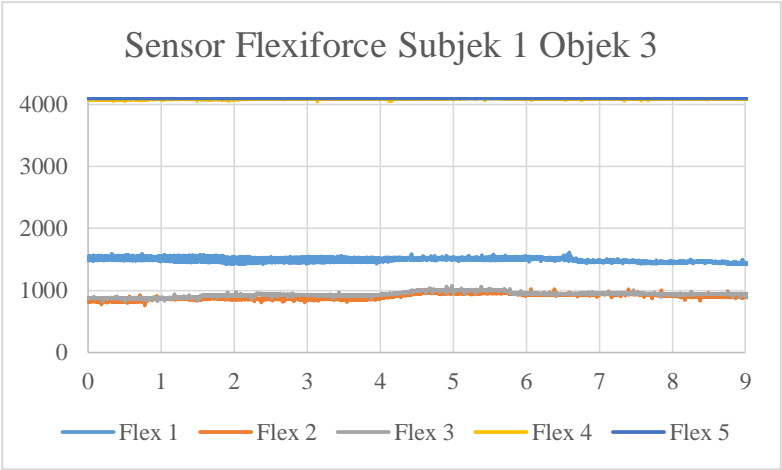
Pengambilan data pada subjek 1 objek 2



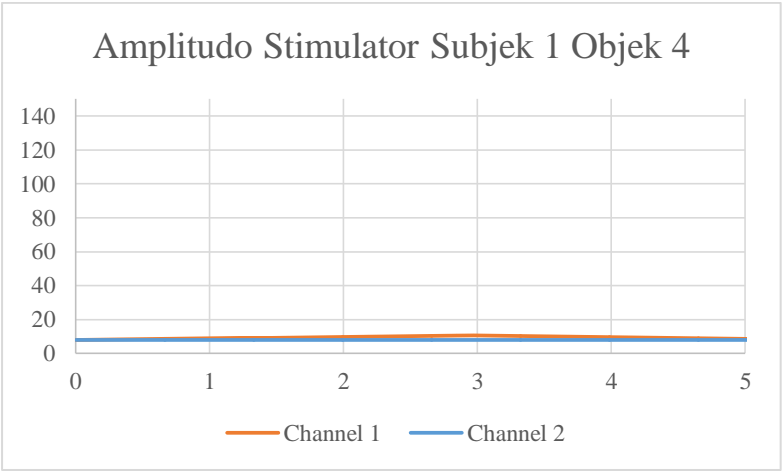
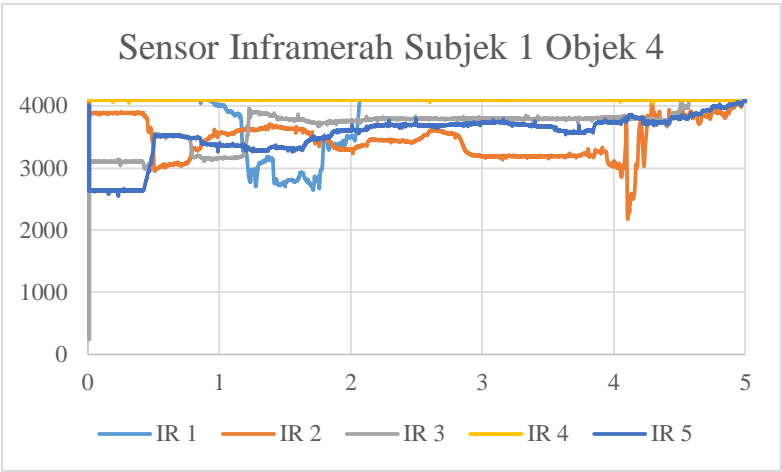


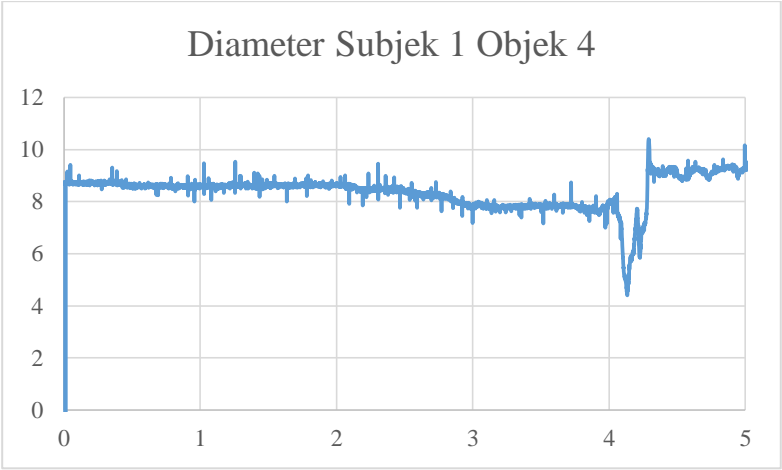
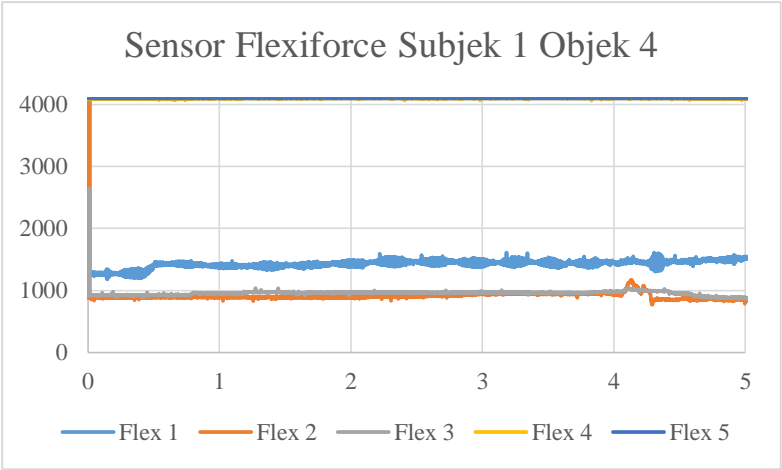
Pengambilan data pada subjek 1 objek 3



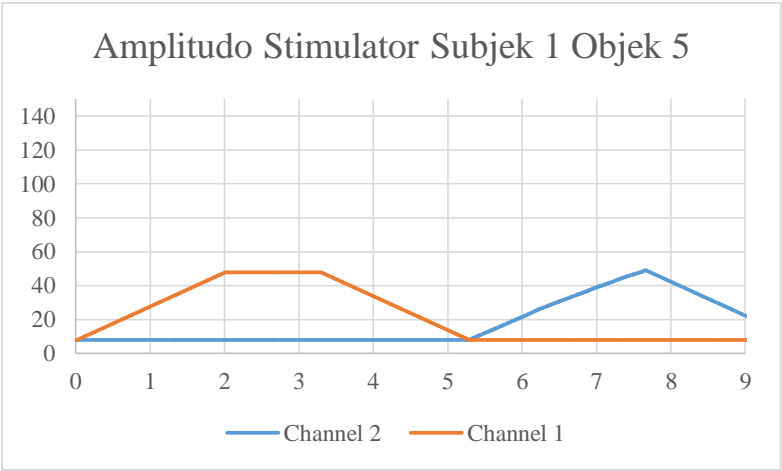
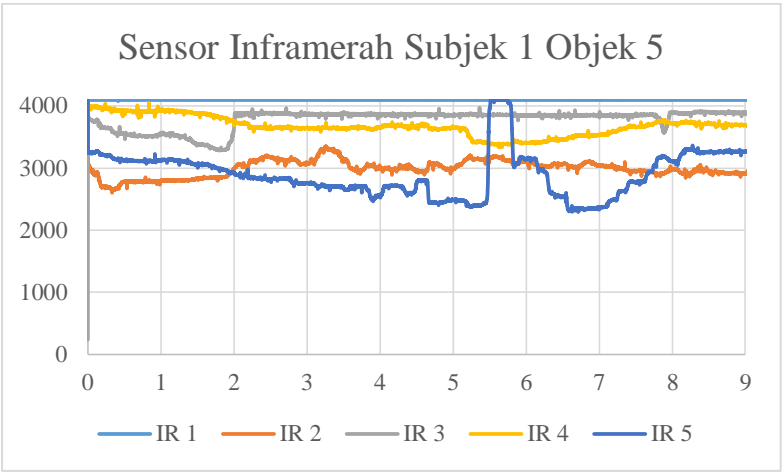


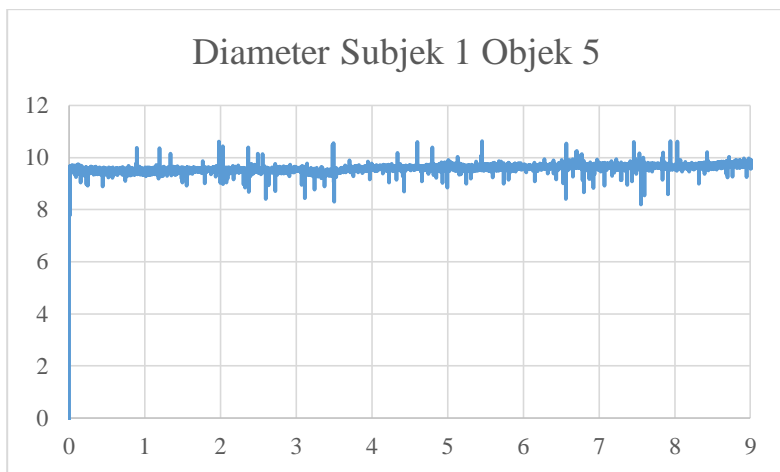
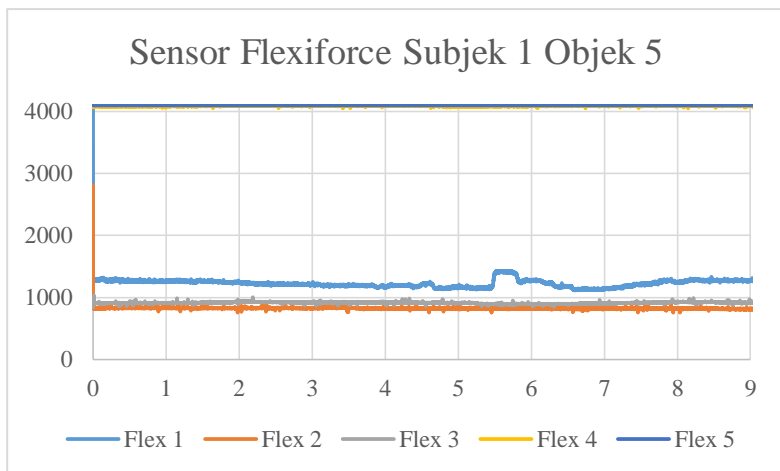
Pengambilan data pada subjek 1 objek 4



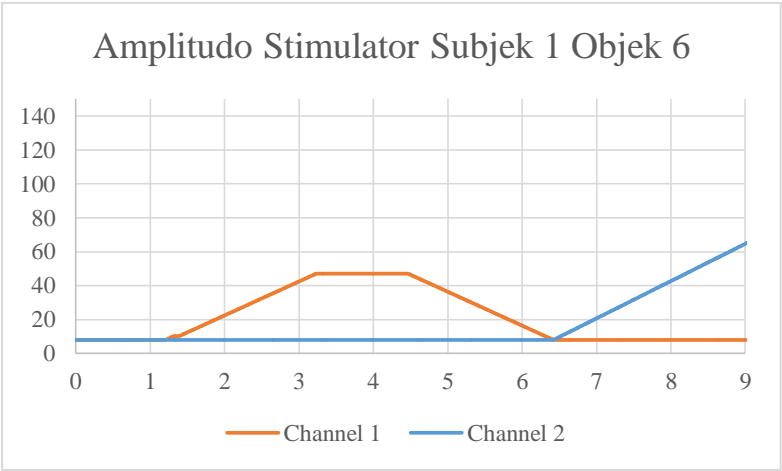
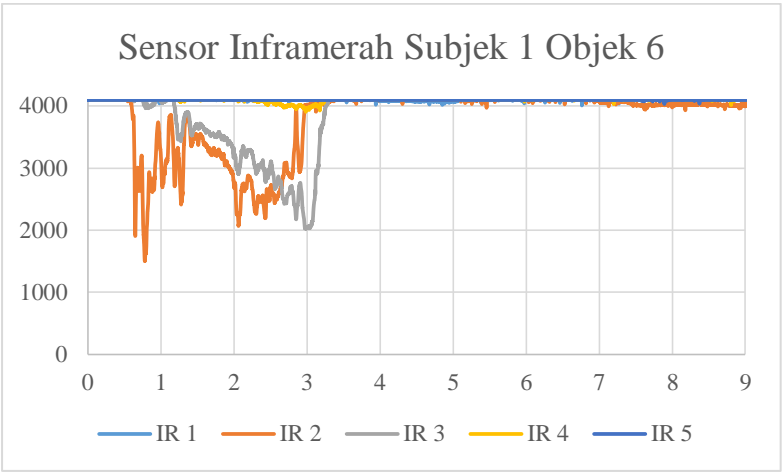


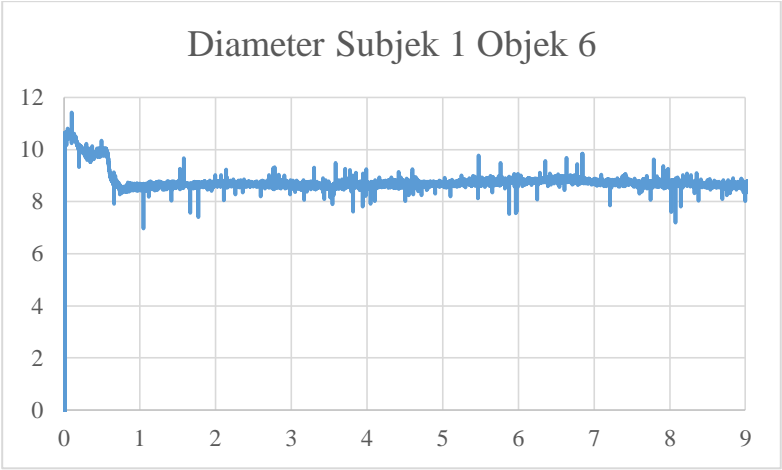
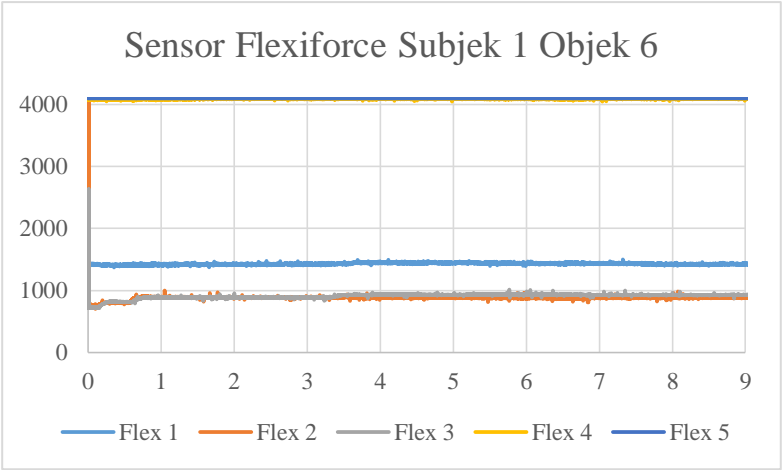
Pengambilan data pada subjek 1 objek 5



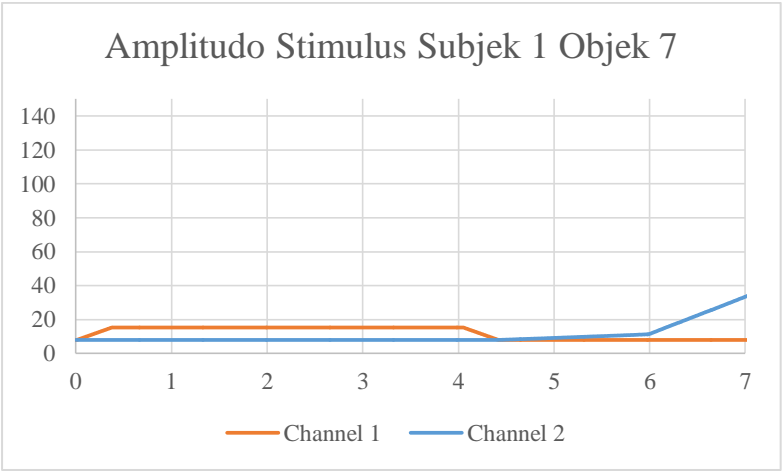
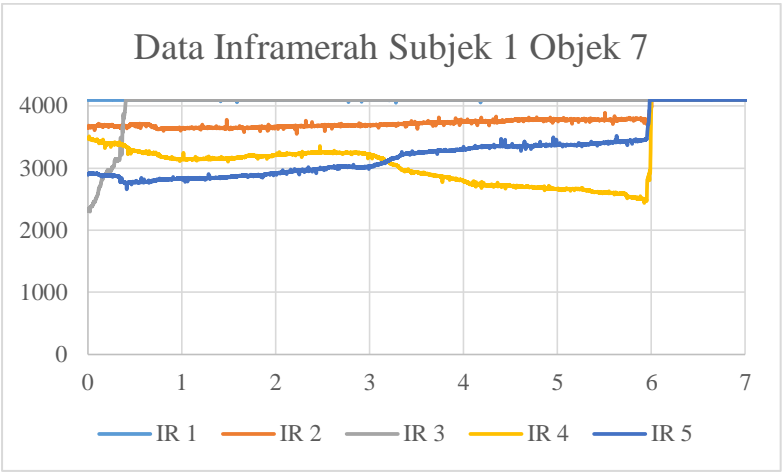


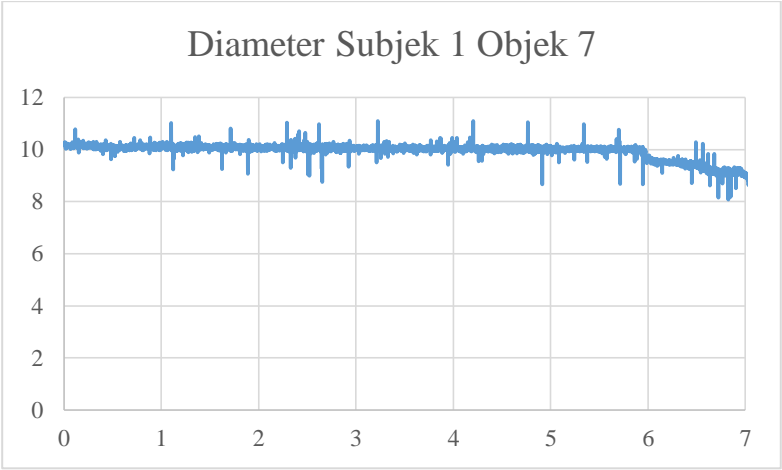
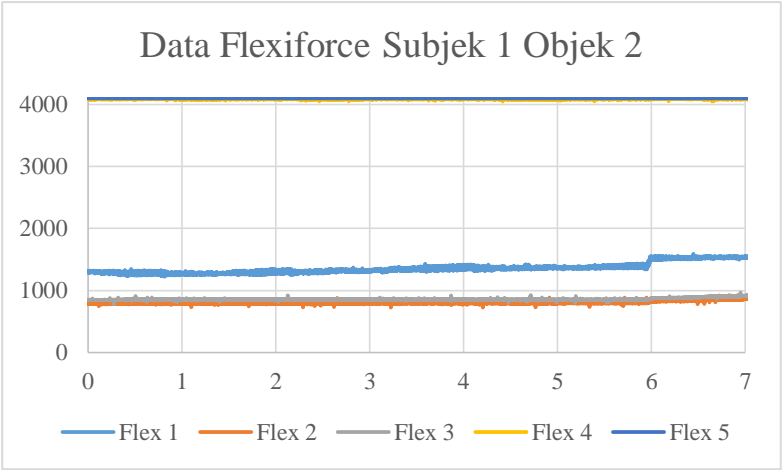
Pengambilan data pada subjek 1 objek 6



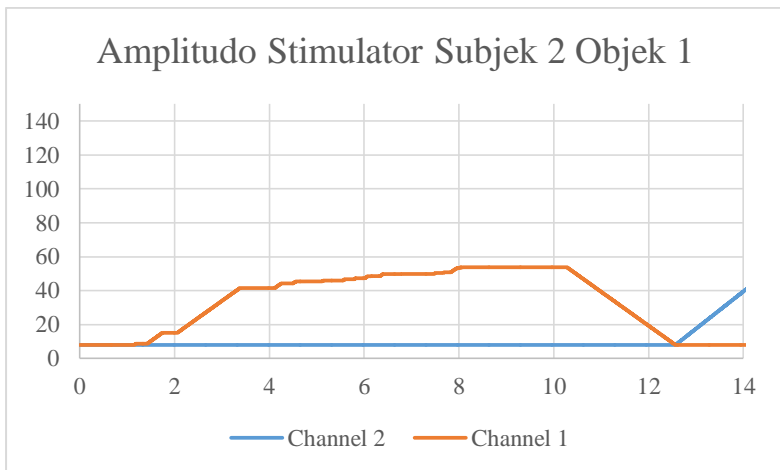
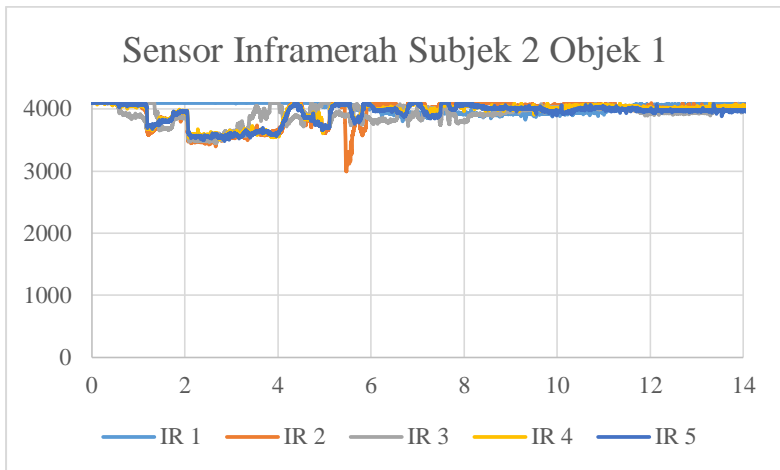


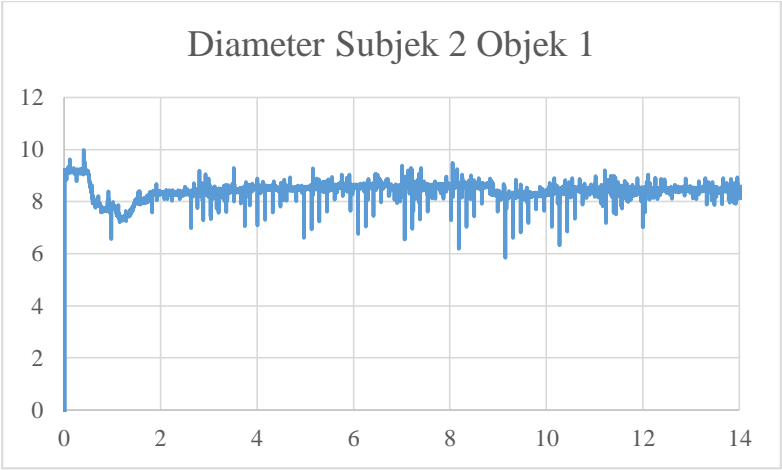
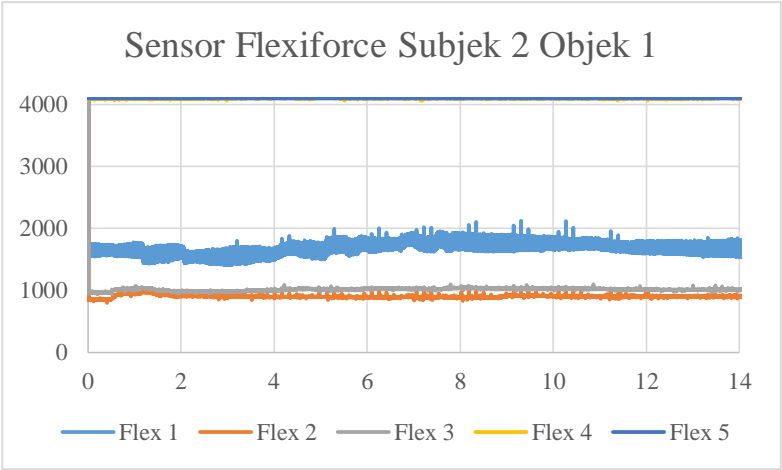
Pengambilan data pada subjek 1 objek 7



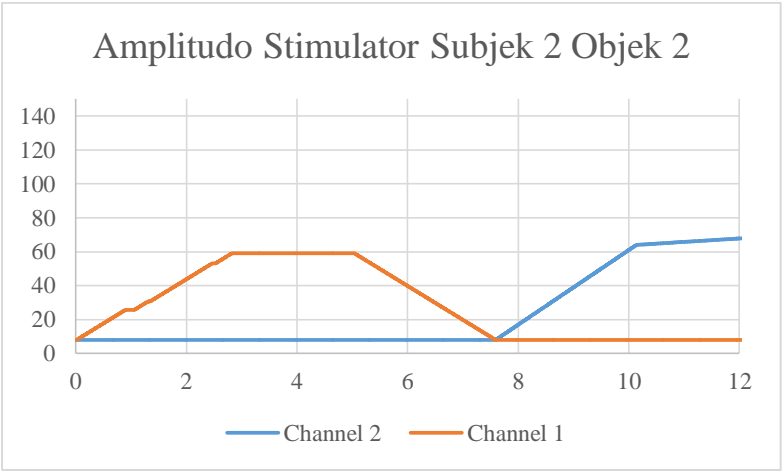
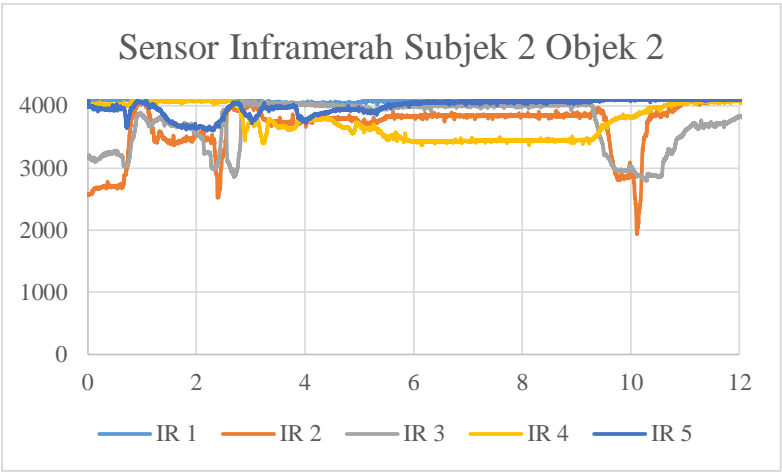


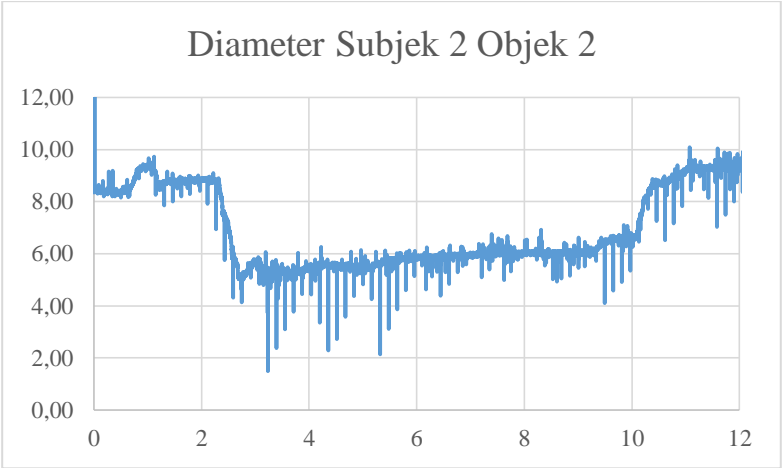
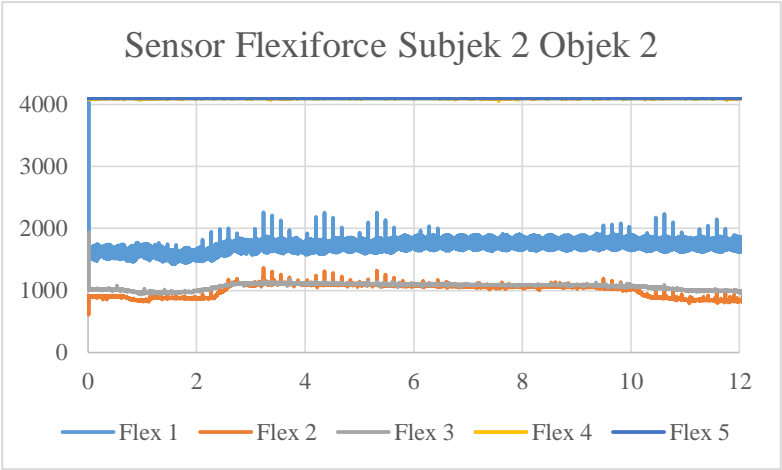
Pengambilan data pada subjek 2 objek 1



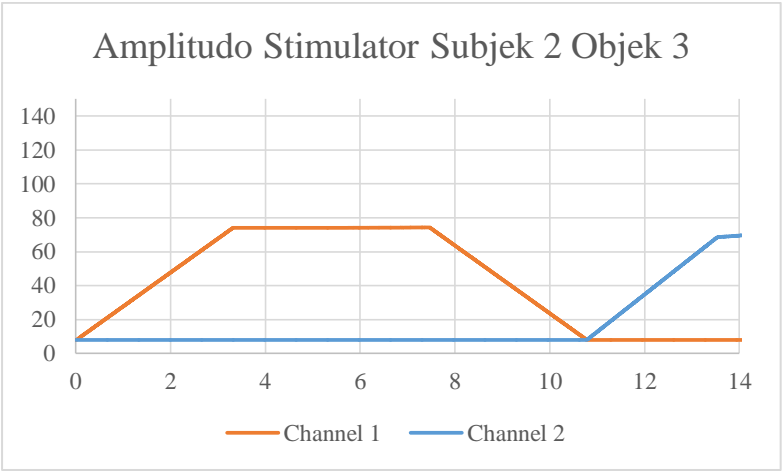
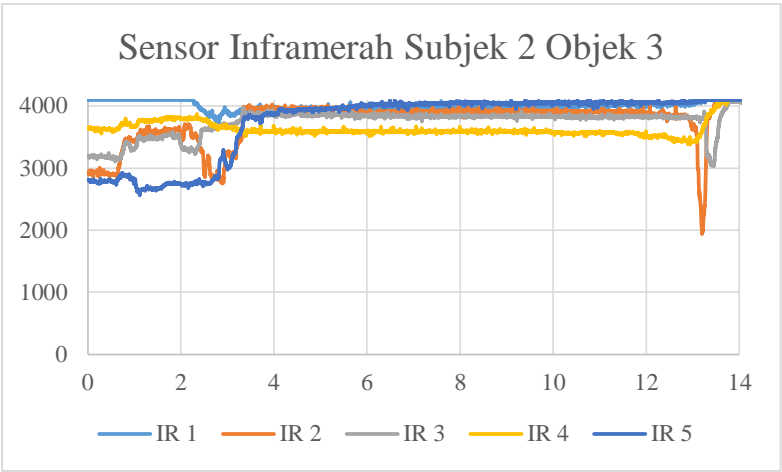


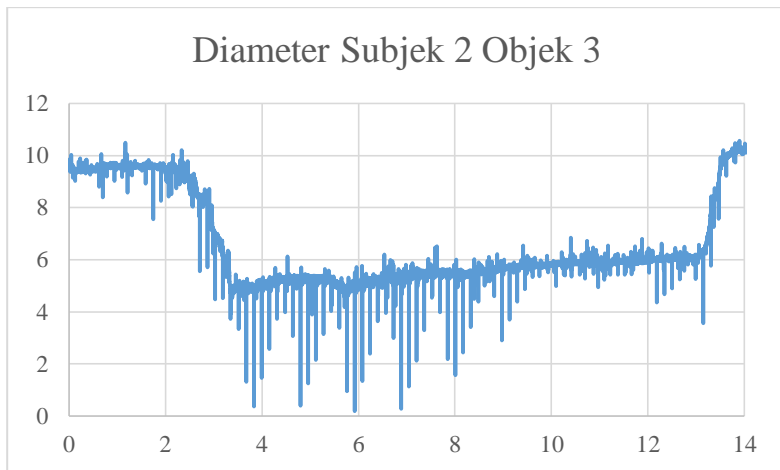
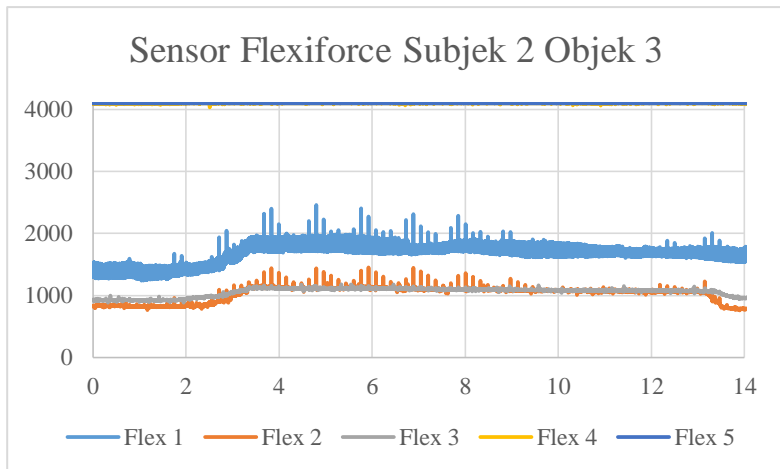
Pengambilan data pada subjek 2 objek 2



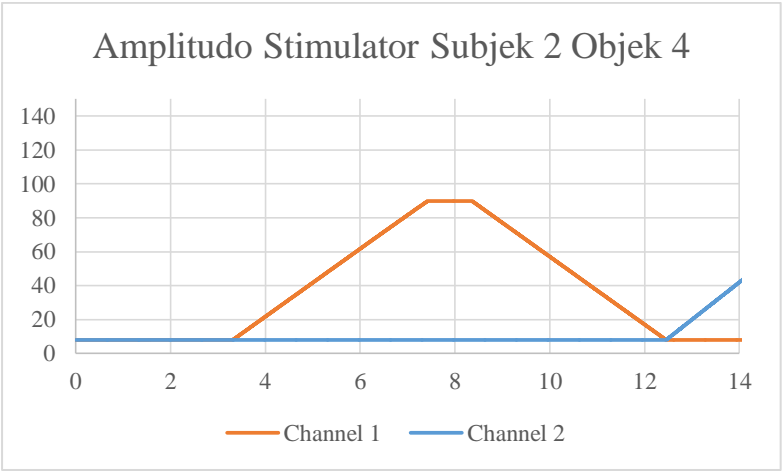
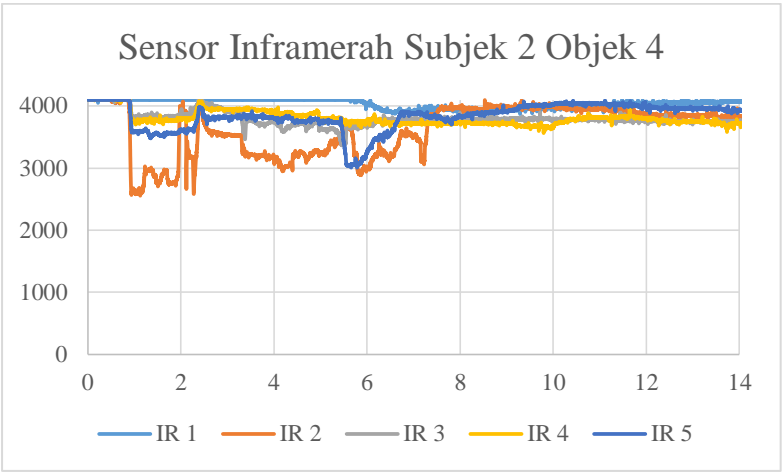


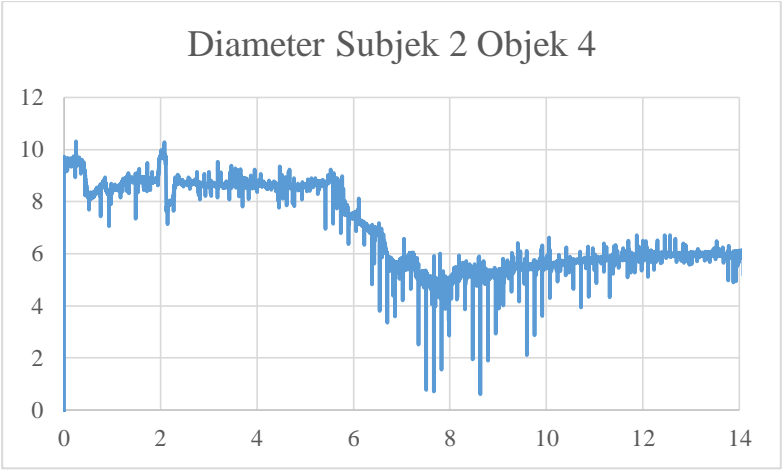
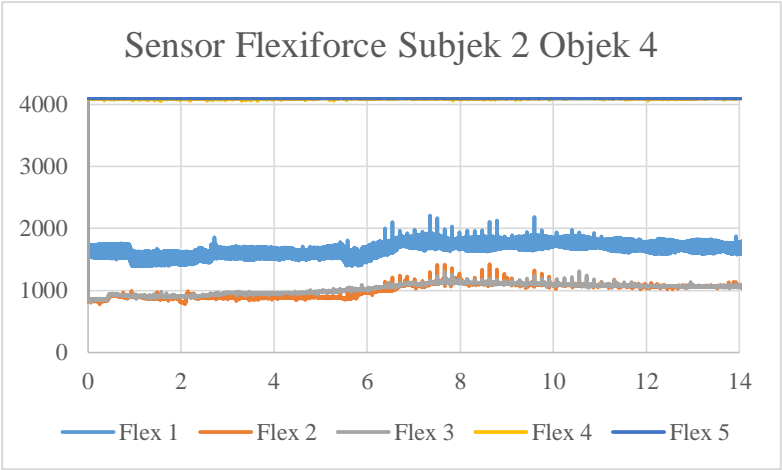
Pengambilan data pada subjek 2 objek 3



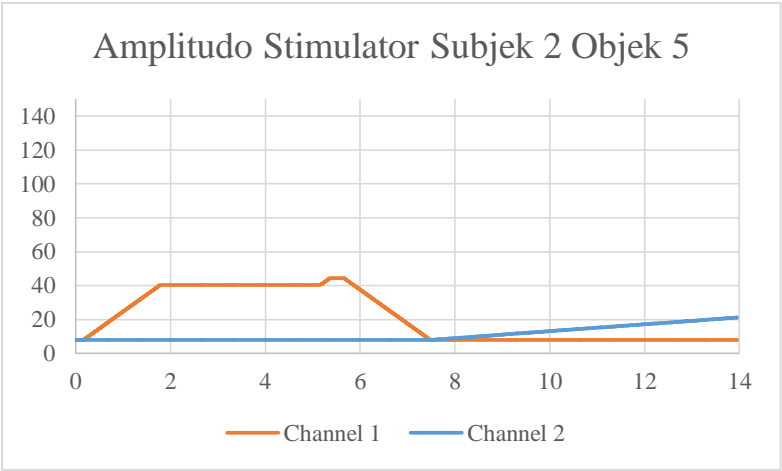
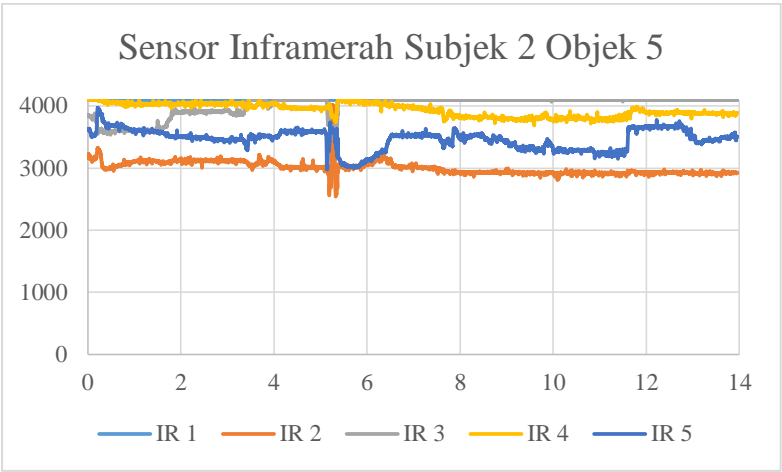


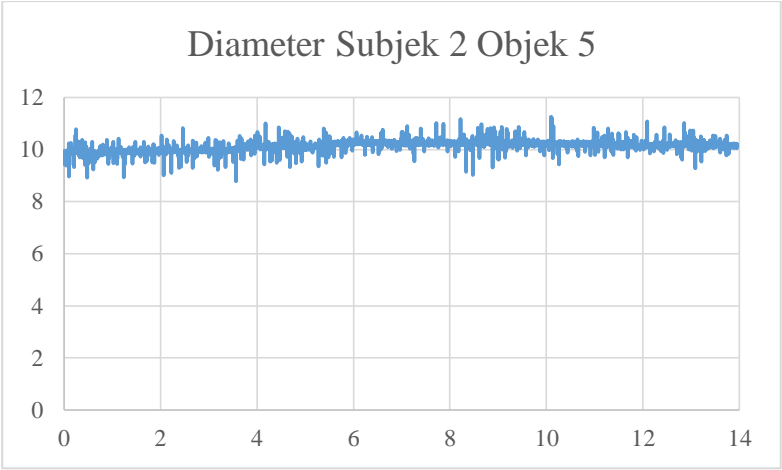
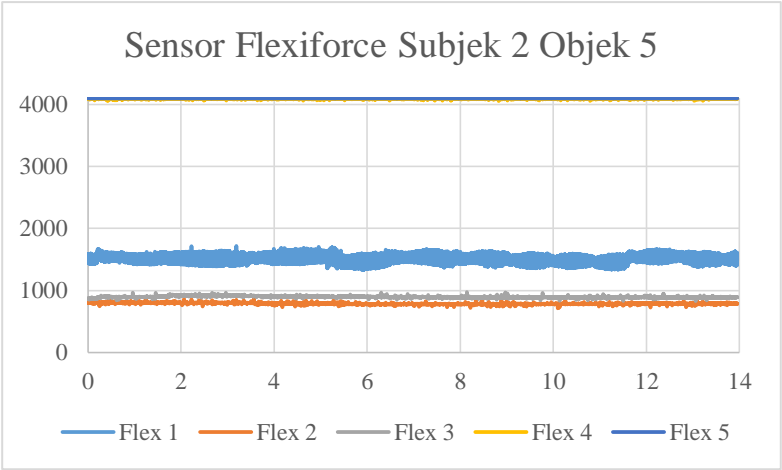
Pengambilan data pada subjek 2 objek 4



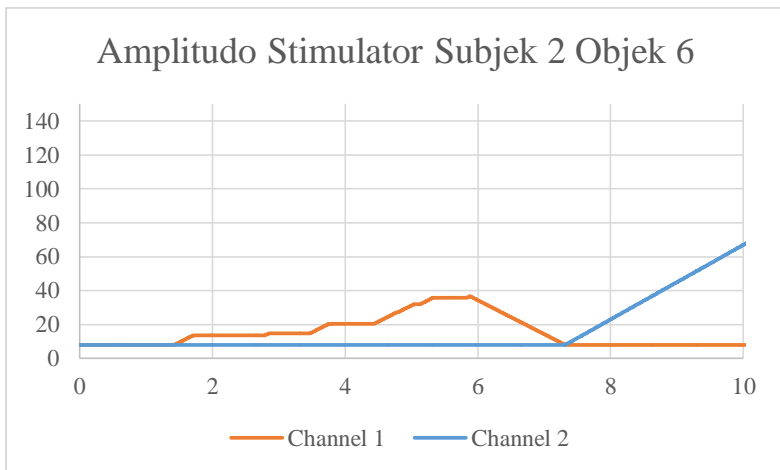
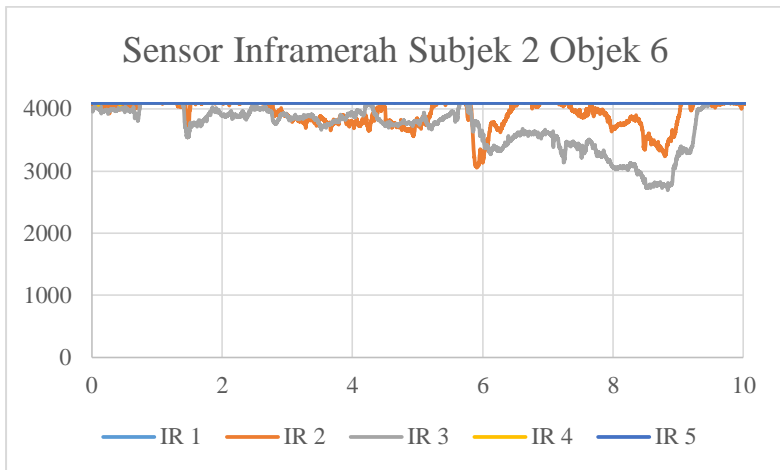


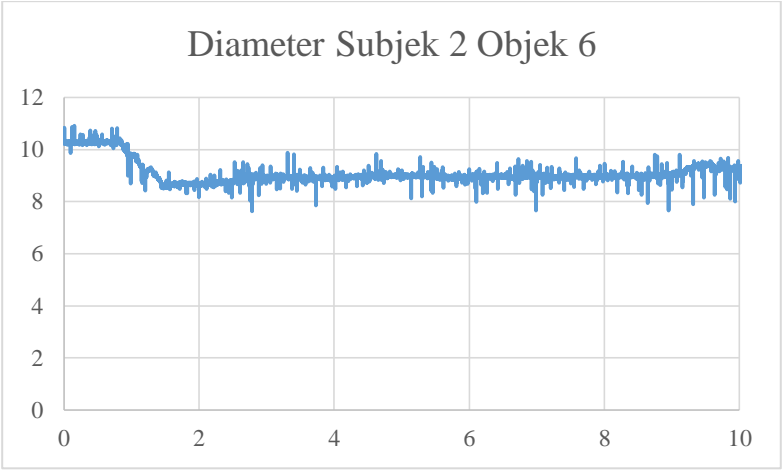
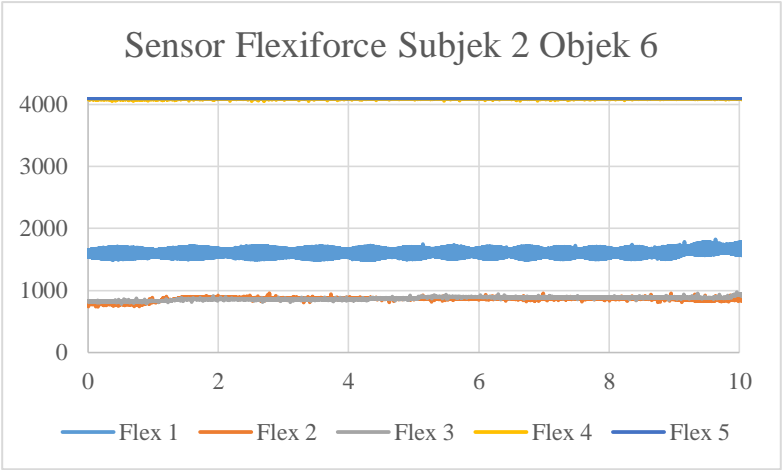
Pengambilan data pada subjek 2 objek 5



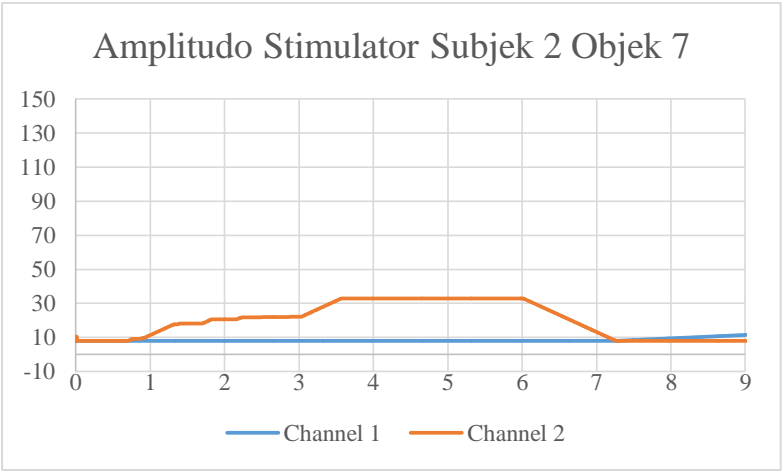
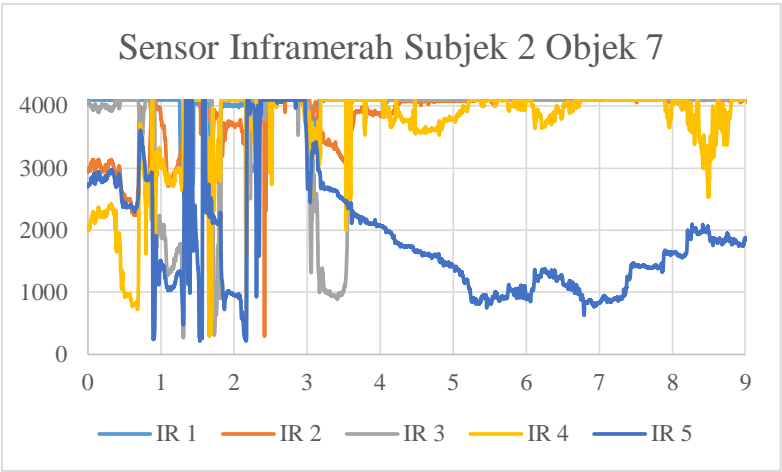


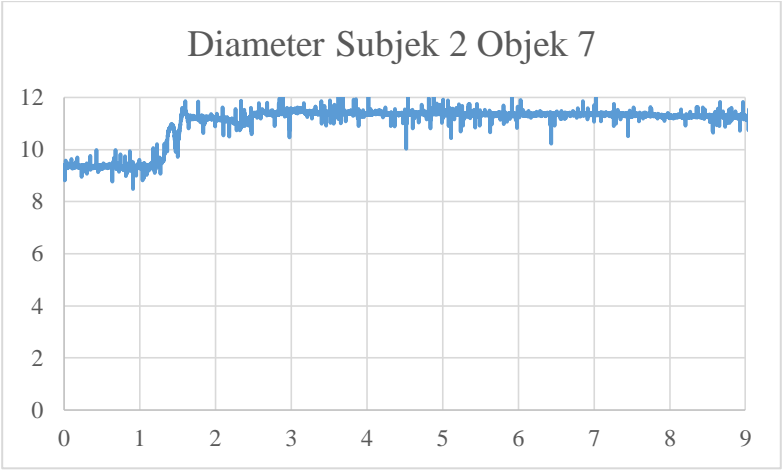
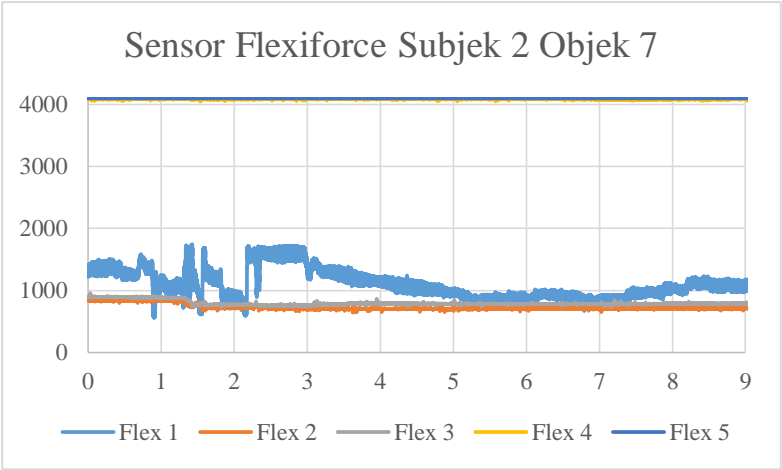
Pengambilan data pada subjek 2 objek 6



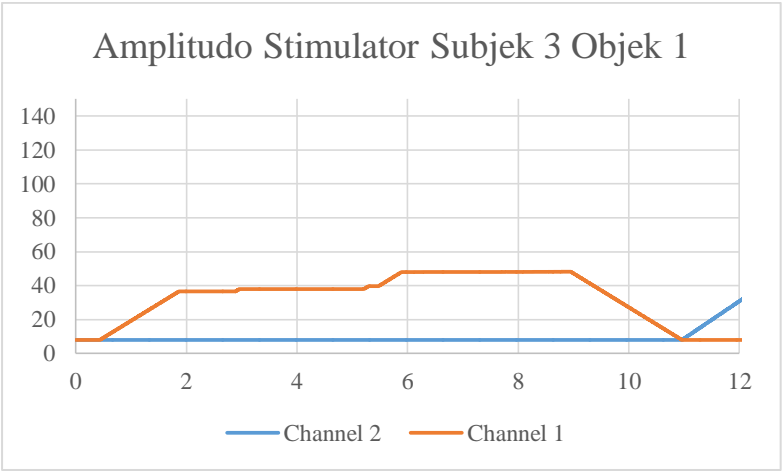
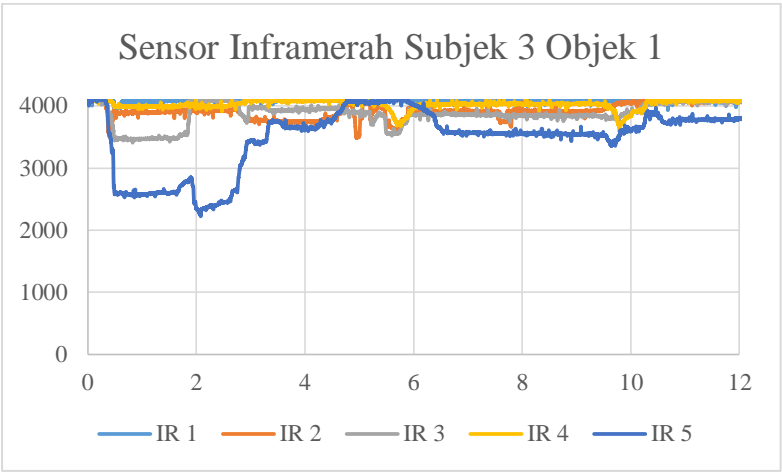


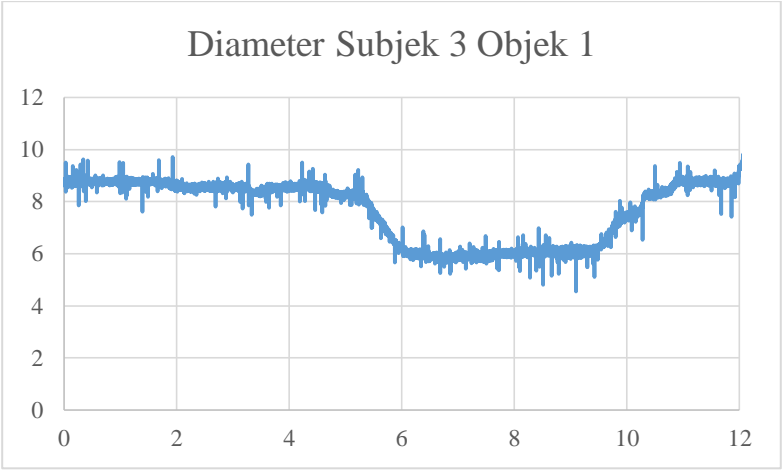
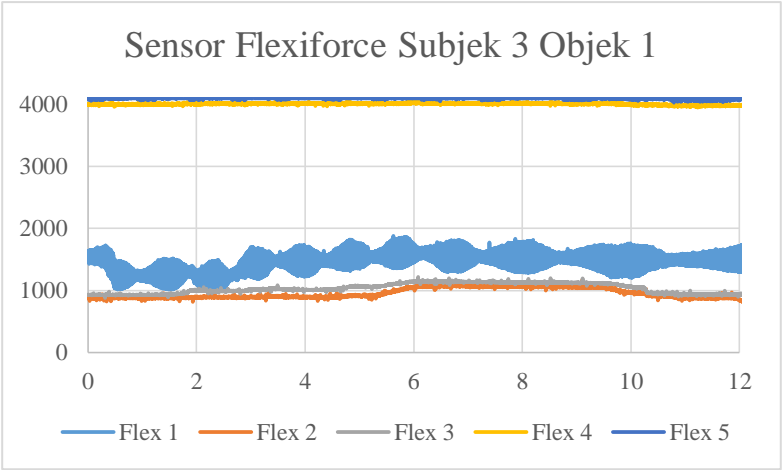
Pengambilan data pada subjek 2 objek 7



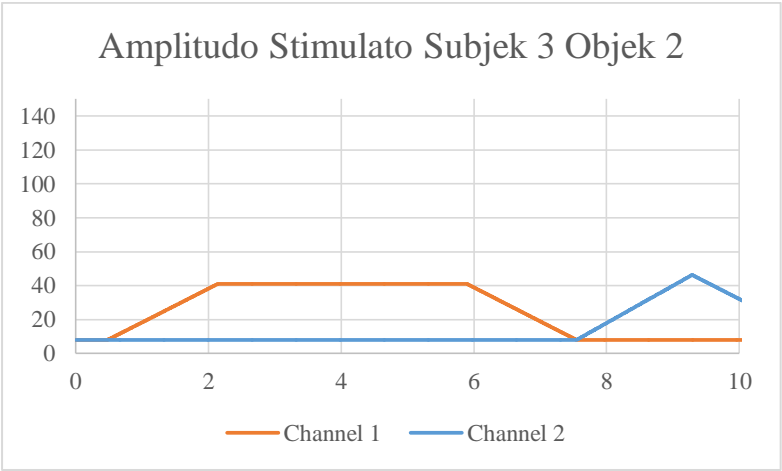
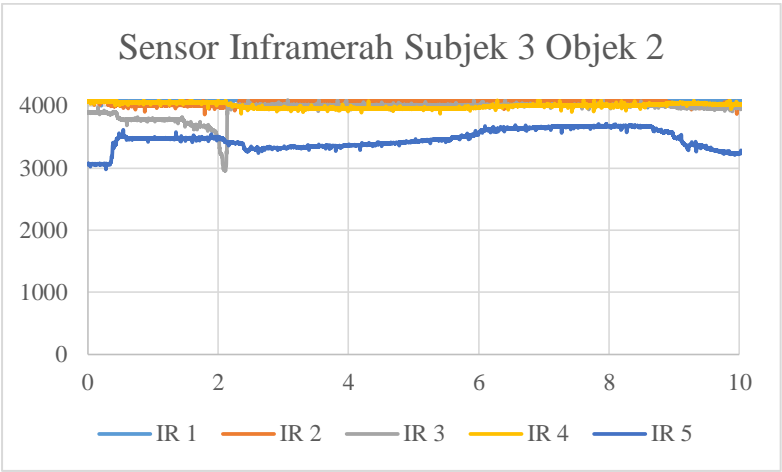


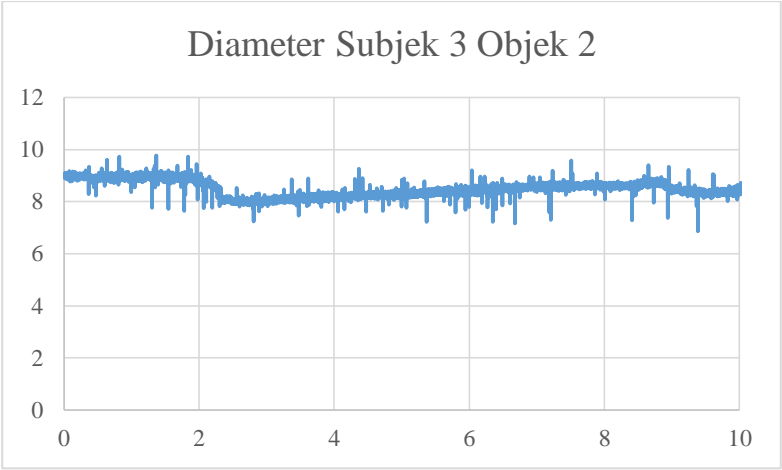
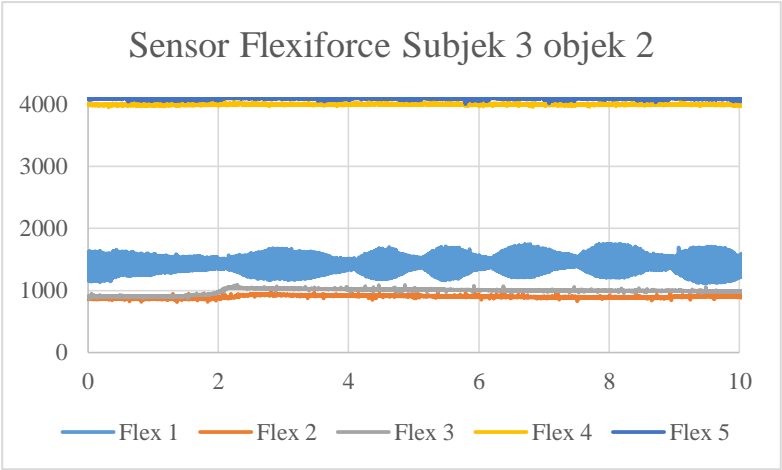
Pengambilan data pada subjek 3 objek 1



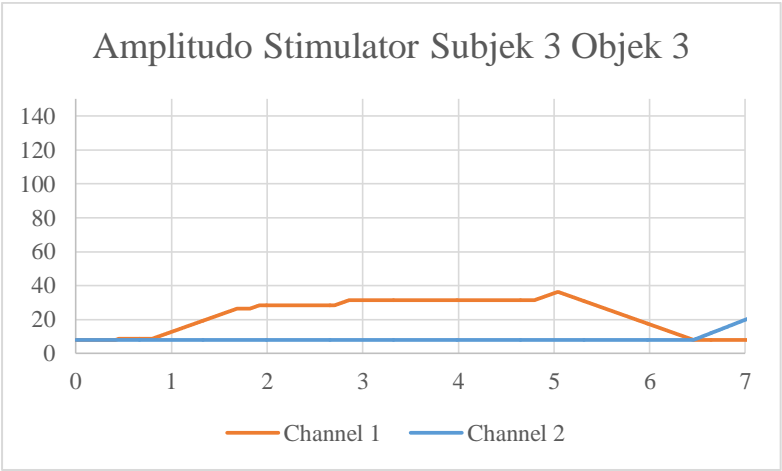
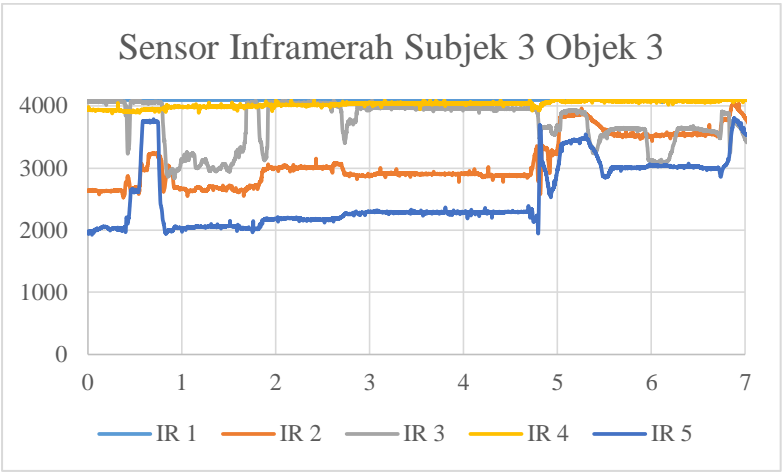


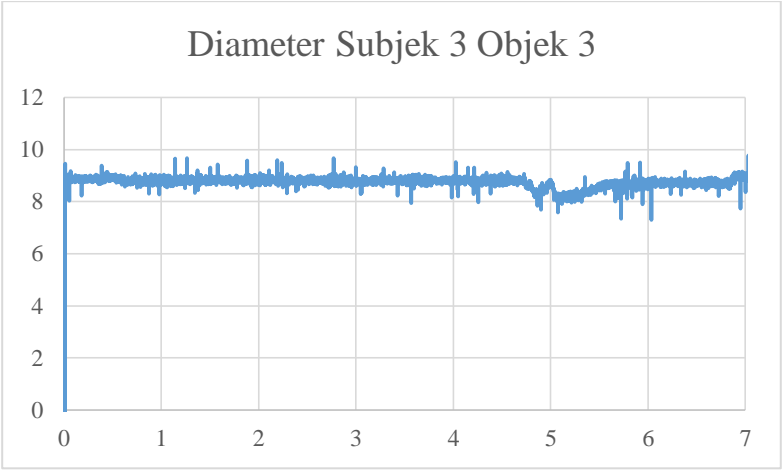
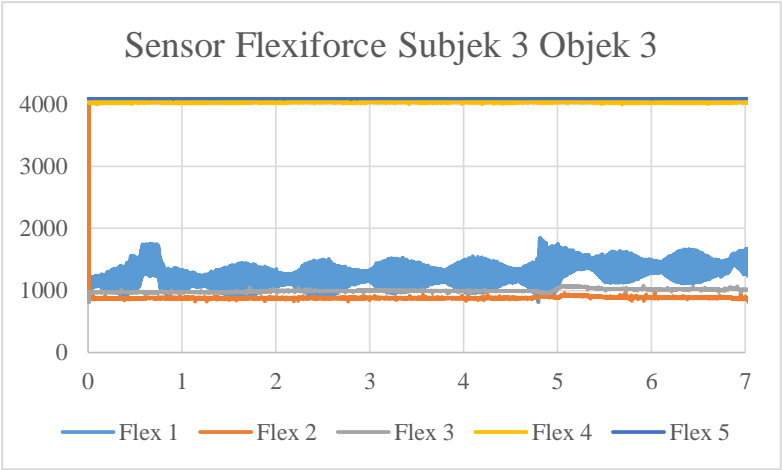
Pengambilan data pada subjek 3 objek 2



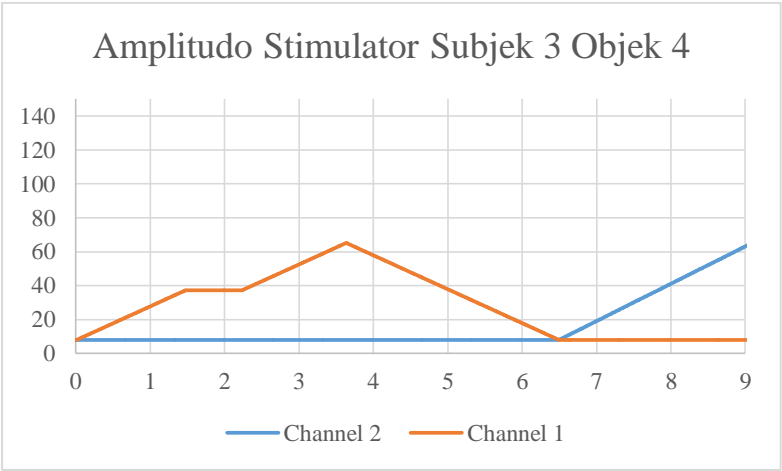
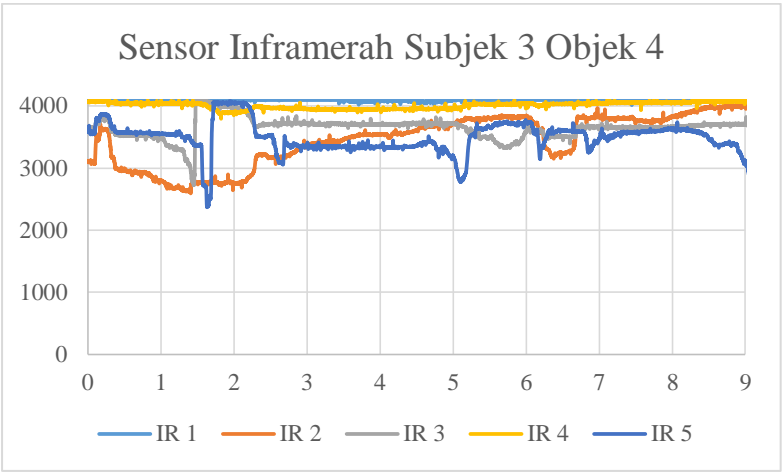


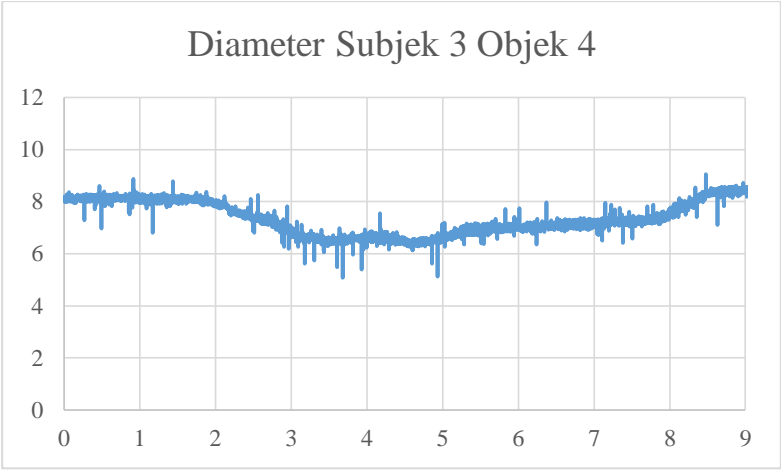
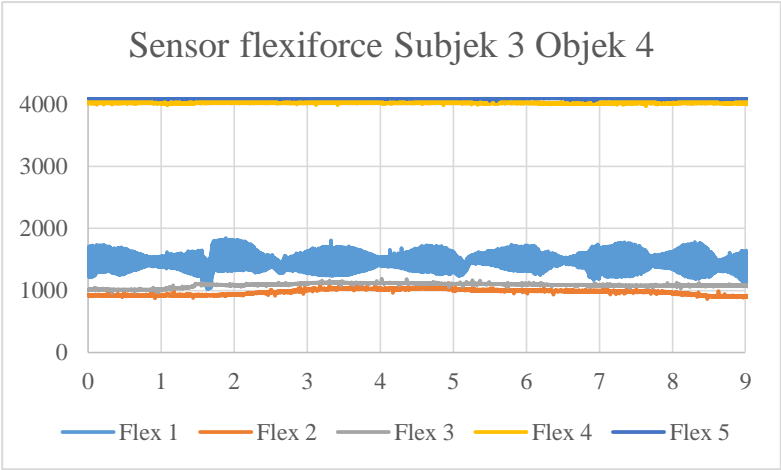
Pengambilan data pada subjek 3 objek 3



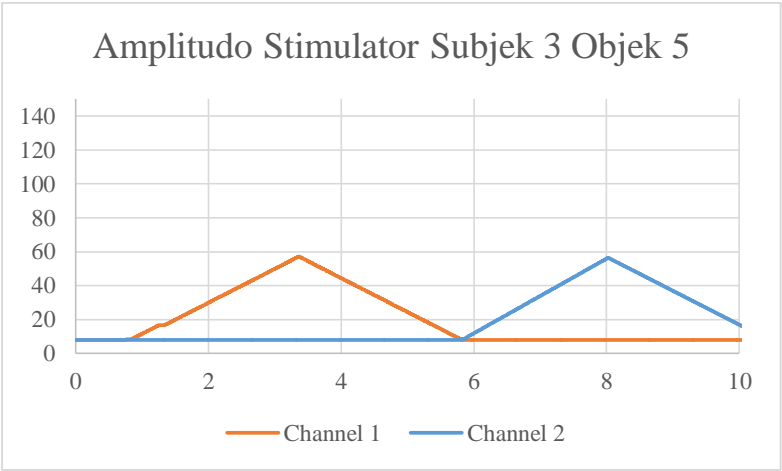
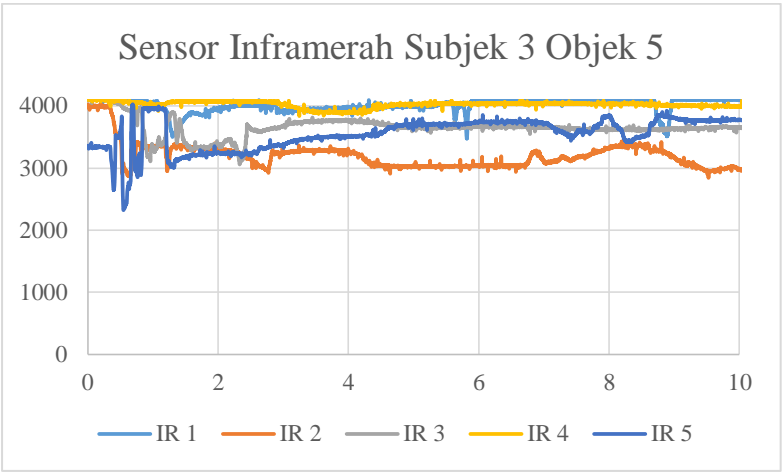


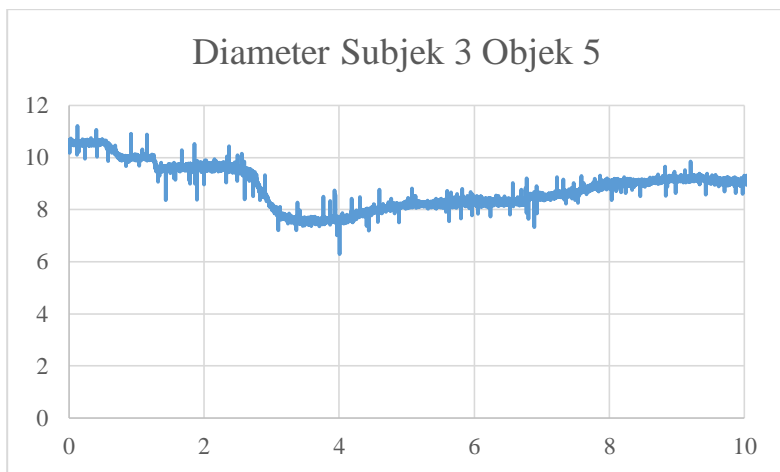
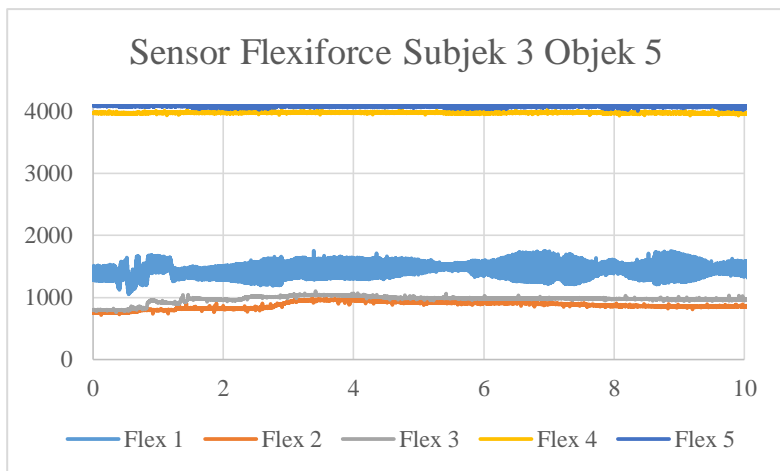
Pengambilan data pada subjek 3 objek 4



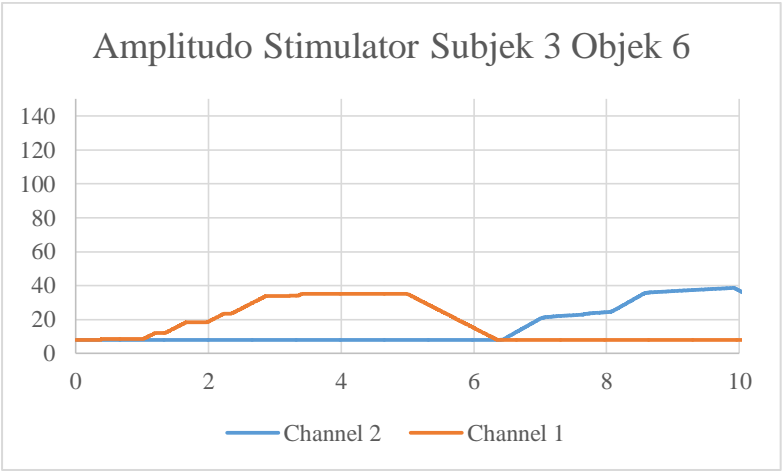
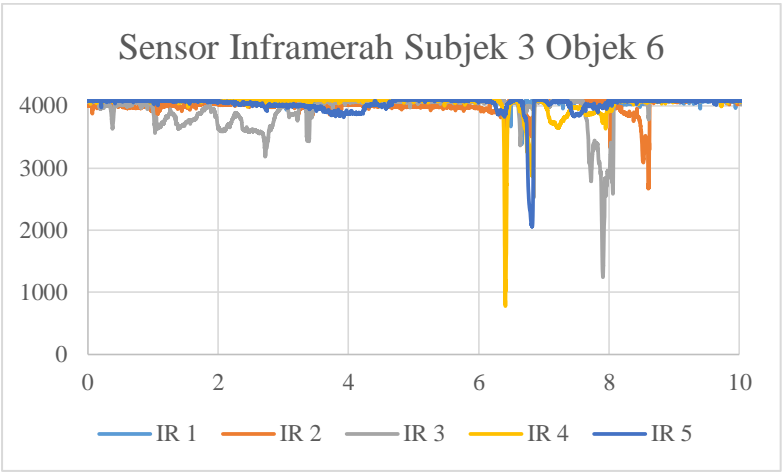


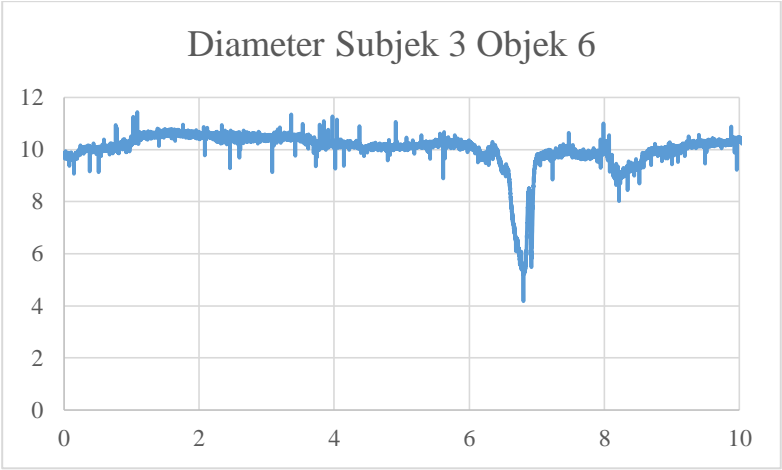
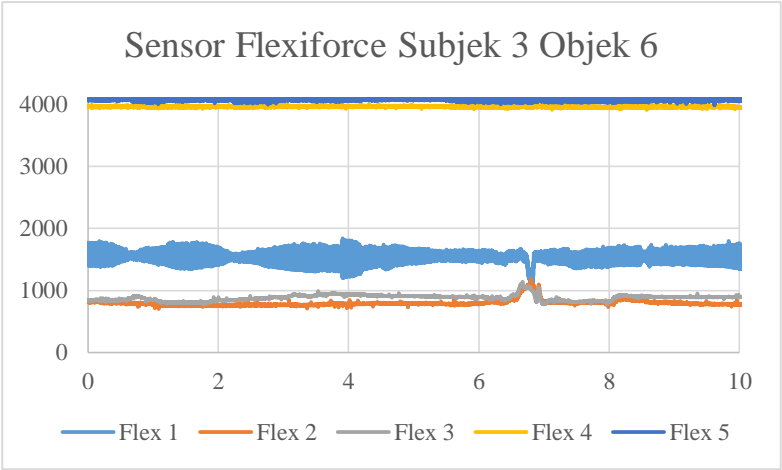
Pengambilan data pada subjek 3 objek 5



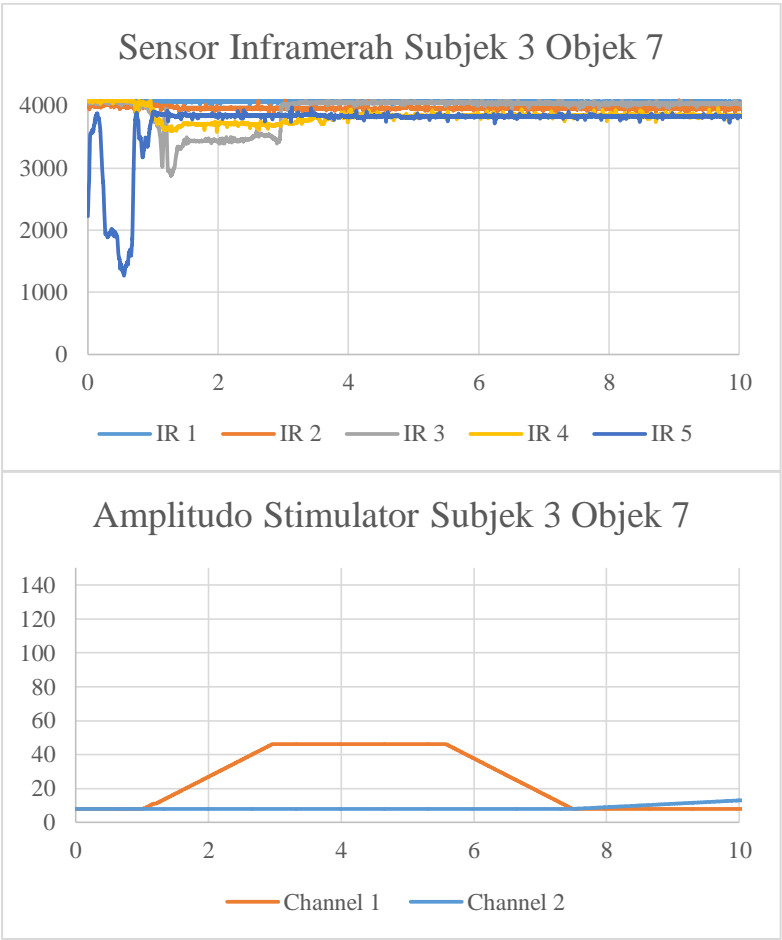


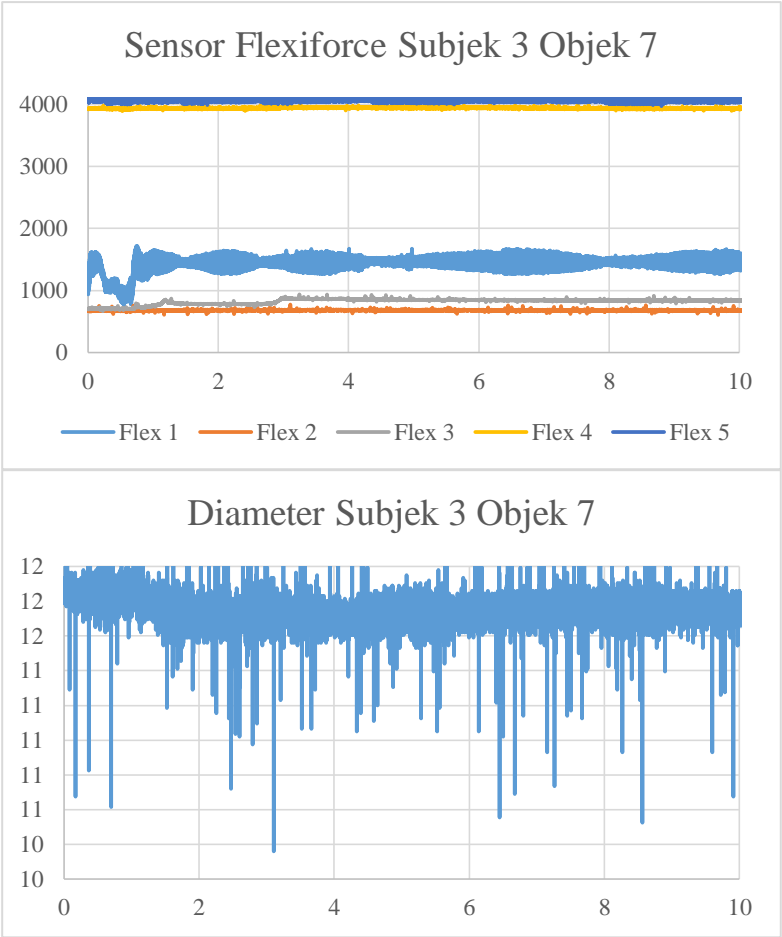
Pengambilan data pada subjek 3 objek 6





Pengambilan data pada subjek 3 objek 7





BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan pada kota Malang pada tanggal 22 September 1996. Penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara. Penulis memulai pendidikan formal pada tahun 2002 di MIN Malang I, yang kemudian melanjutkan sekolah menengah pertama di MTsN Malang I, dan menjalani sekolah menengah atas di SMAN 1 Malang. Pada tahun 2013, penulis melanjutkan pendidikan tinggi di Teknik Elektro ITS dan mengambil bidang studi teknik biomedik. Selama menjalani perkuliahan, penulis mengikuti berbagai aktivitas non akademik dengan menjadi staff Dewan Perwakilan Mahasiswa ITS, serta menjadi sekretaris Bakor Pemandu LKMM FTI ITS, dan dalam aktivitas akademik dengan menjadi asisten praktikum selama 2 tahun.

Email : dinda.kartika13@mhs.ee.its.ac.id / dkartika0887@gmail.com